



Docket No.: A8319.0027/P027  
(PATENT)

**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

In re Patent Application of:  
Yuuichirou Ueno et al.

Application No.: 10/688,977

Group Art Unit: Not Known

Filed: October 21, 2003

Examiner: Not Known

For: RADIOLOGICAL IMAGING APPARATUS

**CLAIM FOR PRIORITY AND SUBMISSION OF DOCUMENT**

Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

Dear Sir:

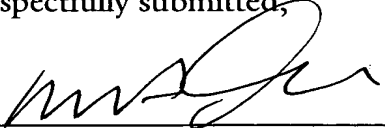
Applicants hereby claim priority under 35 U.S.C. § 119 based on the following prior foreign application filed in the following foreign country on the date indicated:

<u>Country</u>	<u>Application No.</u>	<u>Date</u>
Japan	2002-307785	October 23, 2002

In support of this claim, a certified copy of said original foreign application is being filed herewith.

Dated: December 12, 2003

Respectfully submitted,

By 

Mark J. Thronson

Registration No. 33,082

DICKSTEIN SHAPIRO MORIN &  
OSHINSKY LLP

2101 L Street NW

Washington, DC 20037-1526

(202) 785-9700

Attorneys for Applicants

10/688 977  
10-21-03

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日                      2 0 0 2 年 1 0 月 2 3 日  
Date of Application:

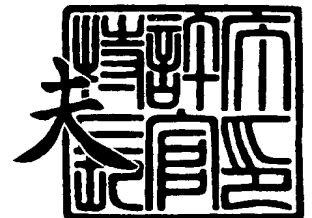
出 願 番 号                      特 願 2 0 0 2 - 3 0 7 7 8 5  
Application Number:  
[ST. 10/C]:                      [ J P 2 0 0 2 - 3 0 7 7 8 5 ]

出 願 人                      株式会社日立製作所  
Applicant(s):

2 0 0 3 年 1 0 月 2 8 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康 夫



出証番号    出証特 2 0 0 3 - 3 0 8 8 7 6 7

【書類名】 特許願

【整理番号】 1102002101

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 G01T 1/161

【発明の名称】 放射線検査装置

【請求項の数】 16

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 上野 雄一郎

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 北口 博司

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 雨宮 健介

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 梅垣 菊男

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 柳田 憲史

**【発明者】**

**【住所又は居所】** 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

**【氏名】** 小嶋 進一

**【発明者】**

**【住所又は居所】** 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号  
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

**【氏名】** 横井 一磨

**【特許出願人】**

**【識別番号】** 000005108

**【氏名又は名称】** 株式会社 日立製作所

**【代理人】**

**【識別番号】** 100075096

**【弁理士】**

**【氏名又は名称】** 作田 康夫

**【電話番号】** 03-3212-1111

**【手数料の表示】**

**【予納台帳番号】** 013088

**【納付金額】** 21,000円

**【提出物件の目録】**

**【物件名】** 明細書 1

**【物件名】** 図面 1

**【物件名】** 要約書 1

**【プルーフの要否】** 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 放射線検査装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を支持するベッドの長手方向に伸び、前記ベッドの回りに配置された検出器支持部材と、前記ベッドの長手方向及び前記ベッドの周りに配置された複数の放射線検出ユニットであって前記検出器支持部材に着脱自在に取り付けられた前記複数の検出器ユニットを含む放射線検出装置と備え、

前記検出器ユニットは、放射線を検出する複数の放射線検出器を有し、ある前記放射線検出器を通った前記放射線を検出する他の前記放射線検出器を設けている

ことを特徴とする放射線検査装置。

【請求項 2】

被検体を支持するベッドの長手方向に伸び、前記ベッドの回りに配置された環状の検出器支持部材と、前記ベッドの長手方向及び前記検出器支持部材の周方向に配置された複数の放射線検出ユニットであって前記検出器支持部材に着脱自在に取り付けられた前記複数の検出器ユニットを含む放射線検出装置と備え、

前記検出器ユニットは、放射線を検出する複数の放射線検出器を有し、前記検出器支持部材の半径方向において異なる位置に前記放射線検出器を複数配置したことを特徴とする放射線検査装置。

【請求項 3】

前記検出器ユニットは、前記検出器支持部材に着脱自在に取り付けられる検出器支持基板と、前記検出器支持基板に設置された複数の前記ある放射線検出器及び複数の前記他の放射線検出器と、前記検出器支持基板に設けられて前記放射線検出器ごとに接続され、前記放射線検出器から出力された検出信号を伝送する複数の配線とを有する請求項 1 または請求項 2 記載の放射線検査装置。

【請求項 4】

前記放射線検出器の出力信号を用いて前記被検体の画像を作成する画像作成装置を設けた請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載の放射線検査装置。

**【請求項 5】**

被検体を支持するベッドの長手方向に伸び、前記ベッドの回りに配置された検出器支持部材と、前記ベッドの長手方向及び前記ベッドの周りに配置された複数の放射線検出ユニットであって前記検出器支持部材に着脱自在に取り付けられた前記複数の検出器ユニットを含む放射線検出装置とを備え、

前記検出器ユニットは、 $\gamma$ 線を検出する複数の放射線検出器を有し、ある前記放射線検出器を通った前記 $\gamma$ 線を検出する他の前記放射線検出器を設け、

前記放射線検出器から出力された $\gamma$ 線検出信号の信号処理装置を設けたことを特徴とする放射線検査装置。

**【請求項 6】**

前記検出器ユニットは、前記検出器支持部材に着脱自在に取り付けられる検出器支持基板と、前記検出器支持基板に設置された複数の前記ある放射線検出器及び複数の前記他の放射線検出器と、前記検出器支持基板に設けられて前記放射線検出器ごとに接続され、前記放射線検出器から出力された $\gamma$ 線検出信号を伝送する複数の配線とを有し、

前記信号処理装置は前記配線を伝送された前記 $\gamma$ 線検出信号を入力する請求項 5 記載の放射線検査装置。

**【請求項 7】**

前記信号処理装置からの出力情報を用いて、前記被検体内の放射性薬剤が集積した部位を含む画像を作成する画像作成装置を有する請求項 5 または請求項 6 記載の放射線検査装置。

**【請求項 8】**

前記配線は前記検出器支持基板内に設けられている請求項 6 または請求項 7 記載の放射線検査装置。

**【請求項 9】**

被検体を支持するベッドの長手方向に伸び、前記ベッドの回りに配置された検出器支持部材と、前記ベッドの回り移動して X 線を放出する X 線源と、前記ベッドの長手方向及び前記ベッドの周りに配置された複数の放射線検出ユニットであって前記検出器支持部材に着脱自在に取り付けられた前記複数の検出器ユニット

を含む放射線検出装置と備え、

前記検出器ユニットは、放射線を検出する複数の放射線検出器を有し、ある前記放射線検出器を通った前記放射線を検出する他の前記放射線検出器を設けており、

少なくとも前記ある放射線検出器は、前記 X 線の検出信号及び  $\gamma$  線の検出信号の両方を出力する

ことを特徴とする放射線検査装置。

**【請求項 10】**

前記 X 線源を前記長手方向に移動させる X 線源移動装置を備えた請求項 9 記載の放射線検査装置。

**【請求項 11】**

前記ある放射線検出器と前記他の放射線検出器が直線状に配置されている請求項 9 または請求項 10 に記載の放射線検査装置。

**【請求項 12】**

前記  $\gamma$  線検出信号より得られた第 1 情報及び前記 X 線検出信号より得られた第 2 情報を用いて断層像を作成する断層像作成装置を備えた請求項 9 ないし請求項 11 のいずれかに記載の放射線検査装置。

**【請求項 13】**

前記 X 線検出信号及び前記  $\gamma$  線検出信号の両方を出力する第 1 の前記放射線検出器からの前記  $\gamma$  線検出信号を入力する第 1  $\gamma$  線信号処理装置、及び前記 X 線検出信号を入力する X 線信号処理装置を前記第 1 放射線検出器毎に設け、

前記 X 線検出信号を出力せず前記  $\gamma$  線検出信号を出力する第 2 の前記放射線検出器からの前記  $\gamma$  線検出信号を入力する第 2  $\gamma$  線信号処理装置を前記第 2 放射線検出器毎に設け、

各前記第 1  $\gamma$  線信号処理装置及び各前記第 2  $\gamma$  線信号処理装置のそれぞれの出力信号を入力し、設定時間内に前記  $\gamma$  線を検出した一対の前記放射線検出器のそれぞれの位置情報、及び検出された前記  $\gamma$  線の計数情報の各情報を出力する計数装置を有し、

前記位置情報、前記計数情報及び各前記 X 線信号処理装置のそれぞれの出力情

報を用いて断層像情報を作成する断層像作成装置を備えた請求項 9 ないし請求項 11 のいずれかに記載の放射線検査装置。

【請求項 14】

前記放射線検出器は半導体放射線検出器である請求項 1 ないし請求項 13 のいずれかに記載の放射線検査装置。

【請求項 15】

前記半導体放射線検出器は、少なくとも二面を有する 3 個以上の半導体素子を有し、異なる前記半導体素子間に交互にアノード電極及びカソード電極を配置した請求項 14 記載の放射線検査装置。

【請求項 16】

前記半導体放射線検出器は偶数の半導体素子の積層構造とし、前記半導体放射線検出器内の隣接する前記半導体素子間に共通のアノード電極及びカソード電極を形成し、隣接する半導体放射線検出器の対向する両面に共通のカソード電極を形成した請求項 14 記載の放射線検査装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、放射線検査装置に係り、特に、放射線 2 次元撮像装置、X 線コンピュータド・トモグラフィ (X-ray Computed Tomography、以下、X 線 CT という)、陽電子放出型 CT (ポジトロン・エミッション・コンピュータド・トモグラフィ (Positron Emission Computed Tomography)、以下、PET という) 及び単光子放出型 CT (シングル・フォトン・エミッション・コンピュータド・トモグラフィ (Single Photon Emission Computed Tomography)、以下、SPECT という) に適応するのに好適な放射線検査装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

被検体である被検診者の体内の機能、形態を無侵襲で撮像する技術である放射線検査装置の代表的なものとして、放射線 2 次元撮像装置、X 線 CT、PET 及び SPECT がある。



## 【0003】

PET検査は、放射性核種である陽電子放出核種( $^{15}\text{O}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{11}\text{C}$ ,  $^{18}\text{F}$ 等)を含む放射性薬剤(PET用薬剤という)を被検診者に投与し、PET用薬剤が体内のどの部位で多く消費されているかを調べる検査である。PET検査は、PET用薬剤に起因して被検診者の体内から放射される $\gamma$ 線を放射線検出器で検出する行為である。具体的には、PET用薬剤に含まれた放射性核種から放出された陽電子が付近の細胞(癌細胞)の電子と結合して消滅し、その際に511 keVのエネルギーを持つ、一対の $\gamma$ 線(対 $\gamma$ 線という)が放射される。それらの $\gamma$ 線は、互いにはほぼ正反対の方向( $180^\circ \pm 0.6^\circ$ )に放射される。この対 $\gamma$ 線を放射線検出器で検知すれば、どの2つの放射線検出器の間で陽電子が放出されたかがわかる。それらの多数の $\gamma$ 線対を検知することで、PET用薬剤を多く消費する場所がわかる。そして、例えば陽電子放出核種と糖を結合して製造されたPET用薬剤を用いた場合、糖代謝の激しい癌病巣を発見することが可能である。PETに用いられる放射線検査装置の一例が特許文献1に記載されている。なお、得られたデータは、非特許文献1に記載されているフィルタードバックプロジェクション法(Filter Back Projection Method)により、各ボクセルのデータに変換する。PET検査に用いられる陽電子放出核種( $^{15}\text{O}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{11}\text{C}$ ,  $^{18}\text{F}$ 等)の半減期は、2分から110分である。

## 【0004】

SPECTは、放射性核種であるシングルフォトン放出核種( $^{99}\text{Tc}$ ,  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ 等)、及び特定の腫瘍または特定の分子に集積する性質を有する物質(例えば糖)を含む放射性薬剤(SPECT用薬剤という)を被検診者に投与し、放射性核種から放出される $\gamma$ 線を放射線検出器で検出する。SPECTによる検査時によく用いられるシングルフォトン放出核種から放出される $\gamma$ 線のエネルギーは数100 keV前後である。SPECTの場合、単一 $\gamma$ 線が放出されるため、放射線検出器に入射した $\gamma$ 線の角度が得られない。そこで、コリメータを用いて特定の角度から入射する $\gamma$ 線のみを放射線検出器で検出することにより角度情報を得ている。SPECTは、SPECT用薬剤に起因して体内で発生する $\gamma$ 線を検知してSPECT用薬剤を多く消費する場所を特定する検査方法である。

SPECTに用いられる放射線検査装置の一例が特許文献2に記載されている。SPECTの場合も、得られたデータはフィルタードバックプロジェクションなどの方法により各ボクセルのデータに変換する。なお、SPECTでもトランスミッション像を撮影することがある。SPECTに用いる $^{99}\text{Tc}$ 、 $^{67}\text{Ga}$ 、 $^{201}\text{Tl}$ は、PET用の放射性核種の半減期よりも長く6時間から3日である。

**【0005】****【特許文献1】**

特開平7-20245号公報

**【特許文献2】**

特開平9-5441号公報

**【非特許文献1】**

アイトリプルイー トランザクション オン ニュークリア サイエンス  
(IEEE Transaction on Nuclear Science) NS-21巻の228頁～229頁

**【0006】****【発明が解決しようとする課題】**

例えば、悪性腫瘍等の患部の位置及び大きさ等の診断精度の更なる向上が望まれており、それらの放射線検査装置で作成される患部を含む画像の精度向上が要求される。また、故障した放射線検出器の交換を短時間にできることも重要な課題である。

**【0007】**

本発明の目的は、作成される画像の精度を向上でき、かつ故障した放射線検出器の交換を簡単に行うことができる放射線検査装置を提供することにある。

**【0008】****【課題を解決するための手段】**

上記した目的を達成する本発明の特徴は、検出器支持部材に検出器ユニットを着脱自在に取り付け、検出器ユニットは、放射線を検出する複数の放射線検出器を有しており、かつ、ある前記放射線検出器を通った放射線を検出する他の放射線検出器を設けていることにある。

**【0009】**

ある放射線検出器を通った放射線を検出する他の放射線検出器を設けているため、被検体から放出された放射線を上記ある放射線検出器または他の放射線検出器で検出でき、被検体に対向する上記ある放射線検出器から奥行き方向において放射線が到達した位置（放射線が検出された位置）を正確に確認できる。これは、このため、被検体の体内の状態を示す精度のよい画像が得られる。また、検出器支持部材に検出器ユニットを着脱自在に取り付けられているため、故障した放射線検出器の交換を簡単に行うことができる。

#### 【0010】

##### 【発明の実施の形態】

##### （実施例1）

本発明の好適な一実施例である放射線検査装置を、図1、図2を用いて以下に説明する。本実施例の放射線検査装置1は、PET検査に用いられるものである。放射線検査装置1は、撮像装置2、信号処理装置40、断層像作成装置35、被検診者保持装置18、駆動装置制御装置21及びX線源制御装置22を備える。被検診者保持装置18は、ベッド20を、ベッド20の長手方向において移動可能にベッド支持部19の上端部に設置される。

#### 【0011】

撮像装置2は、ケーシング3、多数の検出器ユニット4、環状の検出器支持部材8及びX線源周方向移動装置13を有している。検出器支持部材8は、図3、図4に示すように、支持部材39に取り付けられる環状の検出器支持部23、及びカバー部材24を有する。カバー部材24は、検出器支持部23内に形成される信号弁別ユニット収納空間44を覆って検出器支持部23に取り付けられる。

#### 【0012】

X線源周方向移動装置13は、ガイドレール12及びX線源装置14を備える。環状のガイドレール12は、ベッド20が挿入される孔部41を取囲むように検出器支持部材8の側面、具体的には検出器支持部23の側面で被検診者保持装置18側に取付けられる。X線源装置14は、X線源駆動装置15、伸縮アーム16及びX線源17を有する。X線源駆動装置15はガイドレール12に移動可能に取付けられる。X線源駆動装置15は、図示されていないが、ガイドレール

12のラックと噛合うピニオンを有し、このピニオンを、減速機構を介して回転させるモーターを備える。伸縮アーム16は、X線源駆動装置15のケーシング（図示せず）に取り付けられ、水平方向に伸縮できる。X線源17は、伸縮アーム16の先端部に取付けられる。

#### 【0013】

X線源17は図示されていないが公知のX線管を有する。このX線管は、陽極、陰極、陰極の電流源、及び陽極と陰極との間に電圧を印加する電圧源を外筒内に備える。陰極はタングステン製のフィラメントである。電流源から陰極に電流を流すことによってフィラメントから電子が放出される。この電子は、電圧源から陰極と陽極との間に印加される電圧（数百kV）によって加速され、ターゲットである陽極(W, Mo等)に衝突する。電子の陽極への衝突により80keVのX線が発生する。このX線がX線源17から放出される。

#### 【0014】

断層像作成装置35は、コンピュータ36及び記憶装置37を備える。コンピュータ36は同時計数装置34に接続され、記憶装置37はコンピュータ36に接続される。コンピュータ36は断層像作成部である。表示装置38はコンピュータ36に接続される。

#### 【0015】

検出器ユニット4の構成を、図5及び図6に示すように、支持基板6の一面に複数（例えば9個）の放射線検出器5を設置し、コネクタ部7を支持基板6に設けている。9個の放射線検出器5は三行三列に支持基板6上に配置されている。なお、図4において表示された「周方向」は検出器支持部材8の周方向を、「軸方向」は検出器支持部材8の軸方向を、及び「半径方向」は検出器支持部材8の半径方向をそれぞれ意味する（図10、図12でも同じ）。検出器支持部材8の半径方向に並んだ一列の三個の放射線検出器5、すなわち放射線検出器5A、5B、5Cの各カソード電極K1、K2、K3は、アース線45に接続される。アース線45はコネクタ部7のコネクタ端子7Dに接続される。放射線検出器5Aのアノード電極A1に接続される配線46は、コネクタ部7のコネクタ端子7Aに接続される。放射線検出器5Bのアノード電極A2に接続される配線47

は、コネクタ部 7 のコネクタ端子 7 B に接続される。また、放射線検出器 5 C のアノード電極 A 3 に接続される配線 4 8 は、コネクタ部 7 のコネクタ端子 7 C に接続される。他の二列に含まれた各放射線検出器 5 も、同様にコネクタ部 7 に設けられている他のコネクタ端子に接続されている。アース線 4 5 及び配線 4 6, 4 7, 4 8 は全て支持基板 6 内に設置されている。多数の検出器ユニット 4 は、それぞれに設けられたコネクタ端子 7 A 等のコネクタ端子を、検出器支持部 2 3 に設けられたコネクタ部 1 1 にはめ込むことによって、検出器支持部 2 3 に装着されて保持される。検出器ユニット 4 は、孔部 4 1 を取り囲み、孔部 4 1 の周方向及び軸方向に多数配置される。これらの検出器ユニット 4 は検出器支持部 2 3 に着脱自在に取り付けられている。

#### 【0016】

これらの検出器ユニット 4 を覆うように、ケーシング 3 が検出器支持部 2 3 に取り付けられる（図 4）。また、ケーシング 3 は、水平方向に伸びて形成されかつ検査時にベッド 2 0 が挿入される孔部（貫通孔） 4 1 を形成する（図 1）。

#### 【0017】

それらの検出器ユニット 4 の設置により、多数の放射線検出器（例えば合計 10000 個） 5 が環状の検出器支持部材 8 の内側でケーシング 3 内に配置される。それらの放射線検出器 5 は、検出器支持部材 8 の半径方向に多層（例えば三層）に、更に検出器支持部材 8 の軸方向に複数列にわたって配置される。各検出器ユニット 4 に配置される放射線検出器 5 のうちコネクタ部 7 から最も遠い位置にある 3 個の放射線検出器 5（放射線検出器 5 A）は、孔部 4 1 の軸心から最も近い位置にあり一層目の放射線検出器という。コネクタ部 7 から最も近い位置にある 3 個の放射線検出器 5（放射線検出器 5 C）は、孔部 4 1 の軸心から最も遠い位置にあり三層目の放射線検出器という。検出器ユニット 4 内で一層目と三層目の間に位置する 3 個の放射線検出器 5（放射線検出器 5 B）は二層目の放射線検出器という。

#### 【0018】

放射線検出装置 4 3 は、前述した多数の放射線検出ユニット 4 を含んでいる。放射線検出装置 4 3 は、検出器支持部材 8 の半径方向に一層から三層に配列され

、検出器支持部材 8 の軸方向に多数配列された放射線検出器 5 を含んでいる。

#### 【0019】

代表的な放射線検出器としては、半導体放射線検出器及びシンチレータがある。シンチレータは、放射線検出部であるクリスタル（BGO, NaI など）の後部に光電子増倍管などを配置する必要があるため、積層配置する場合（例えば、前述の三層）には不向きである。半導体放射線検出器は、光電子増倍管などが不要であるため、積層配置に向いている。本実施例では、放射線検出器 5 は、半導体放射線検出器を用いており、検出部である 5mm 立方体をカドミウムテルル（CdTe）で構成している。その検出部はガリウムヒ素（GaAs）またはカドミウムテルル亜鉛（CZT）で構成してもよい。

#### 【0020】

信号処理装置 40 は、信号弁別装置 27,  $\gamma$  線弁別装置 32 及び同時計数装置 34 を有する。信号弁別装置 27 は一層目の放射線検出器 5 ごとに設けられる。また、二層目及び三層目の放射線検出器 5 ごとに  $\gamma$  線弁別装置 32 が設けられる。これらの 3 個の信号弁別装置 27 及び 6 個の  $\gamma$  線弁別装置 32 は、1 つの基板 26 に設置される。基板 26 に設置される 3 個の信号弁別装置 27 及び 6 個の  $\gamma$  線弁別装置 32 によって信号弁別ユニット 25 が構成される。基板 26 はユニット支持部材 66 に取り付けられる。検出器ユニット 4 ごとに設けられる各信号弁別ユニット 25 は、図 4 に示すように、信号弁別ユニット収納空間 44 に配置されるユニット支持部材 66 に取り付けられる。ユニット支持部材 66 は検出器支持部 23 に取り付けられる。信号弁別ユニット 25 は、ユニット支持部材 66 に設置することによって、検出器支持部材 8 に保持される。ユニット支持部材 66 を用いずに基板 26 を、支持基板として、直接、検出器支持部 23 に取り付けることも可能である。

#### 【0021】

信号弁別装置 27 は、図 7 に示すように、切替スイッチ 28,  $\gamma$  線弁別装置 32 及び X 線信号処理装置 33 を有する。切替スイッチ 28 は可動端子 29 及び固定端子 30, 31 を有する。 $\gamma$  線弁別装置 32 は固定端子 30 に接続され、X 線信号処理装置 33 は固定端子 31 に接続される。一層目の放射線検出器 5A に

接続されるコネクタ端子 7 A は、コネクタ部 7 とコネクタ部 11 との結合により、コネクタ部 11 に設けられたコネクタ端子 11 A に接触する。可動端子 29 は、コネクタ端子 11 A に配線 49 により接続される。配線 49 はユニット支持部材 66 に設置される。電源 50 のマイナス端子は抵抗 51 を介して配線 46 に接続され、電源 50 のプラス端子は放射線検出器 5 A に接続される。全ての信号弁別装置 27 内の  $\gamma$  線弁別装置 32 は配線 52 によって同時計数装置 34 に接続される。また、全ての信号弁別装置 27 内の X 線信号処理装置 33 は配線 53 によってコンピュータ 36 に接続される。

### 【0022】

信号弁別ユニット 25 内に設けられて信号弁別装置 27 以外の 6 個の  $\gamma$  線弁別装置 32 うち、3 個の  $\gamma$  線弁別装置 32 は、配線 54 によってコネクタ部 11 のコネクタ端子 11 B (図示せず) に接続される。コネクタ端子 11 B は二層目の放射線検出器 5 B が接続されるコネクタ端子 7 B と接触している。残りの 3 個の  $\gamma$  線弁別装置 32 は、別の配線 54 によってコネクタ部 11 のコネクタ端子 11 C (図示せず) に接続される。コネクタ端子 11 B は三層目の放射線検出器 5 C が接続されるコネクタ端子 7 C と接触している。信号弁別装置 27 以外の 6 個の  $\gamma$  線弁別装置 32 は、それぞれ配線 55 によって同時計数装置 34 に接続される。なお、図 1 では信号弁別ユニット 25 及び配線 54, 56 を検出器支持部材 8 の外に表示しているが、これは信号弁別ユニット 25 に設けられた信号弁別装置 27 及び  $\gamma$  線弁別装置 32 の配線による接続状態を分かりやすくしたためである。信号弁別ユニット 25 は、実際には図 3, 図 4 に示すように検出器支持部材 8 内に設置され、配線 52, 53, 55 が検出器支持部材 8 から引き出されている。

### 【0023】

本実施例における放射線検査を具体的に説明する前に、本実施例の放射線検出の原理について説明する。X 線 CT 像 (X 線 CT によって得られた、被検体の、内臓及び骨の画像を含む断層像) のデータは、X 線源から放射された X 線を特定の方向に所定時間の間、被検体に照射し、体内を透過した X 線を放射線検出器により検出する作業 (スキャン) を繰り返し、複数の放射線検出器で検出された X

線の強度に基づいて作成される。精度の良いX線CT像のデータを得るためには、X線CT検査において、X線を検出している放射線検出器に、PET用薬剤に起因して被検体の内部から放出される $\gamma$ 線が入射しないことが望ましい。1つの放射線検出器においては $\gamma$ 線の入射率に対応して被検体へのX線の照射時間を短くすれば $\gamma$ 線の影響が無視できるので、これにより被検体へのX線の照射時間の短縮を図った。そのX線の照射時間Tを決めるために、まず、1つの放射線検出器への $\gamma$ 線の入射率を考える。PET検査において被検体に投与するPET用薬剤に基づいた体内の放射能をN (Bq)、発生する $\gamma$ 線の体内通過率をA、1つの放射線検出器の立体角から求めた入射率をB、検出要素の感度をCとすると、1つの放射線検出器で検出する $\gamma$ 線の率 $\alpha$  (個/sec) は(1)式で与えられる。(1)式において係数の「2」は、1個の陽電子消滅の際に一对(2個)の $\gamma$

$$\alpha = 2 N A B C \quad \dots (1)$$

線が放出されることを意味している。照射時間T内に1つの検出要素で $\gamma$ 線が検出される確率Wは(2)式で与えられる。(2)式のWの値を小さくするように

$$W = 1 - \exp(-T \alpha) \quad \dots (2)$$

照射時間Tを決めることによって、X線CT検査時に、1つの放射線検出器に入射される $\gamma$ 線の影響は無視できる程度になる。

#### 【0024】

X線の照射時間Tの一例を以下に述べる。(1)および(2)式に基づいて具体的なX線の照射時間Tを求めた。PET検査において被検体に投与するPET用薬剤に起因する体内での放射線の強度は、最大で370MBq程度であり(N=370MBq)、 $\gamma$ 線の体内通過率Aは被検体の体を半径15cmの水と仮定すれば0.6程度(A=0.6)である。例えば一辺5mmの放射線検出器を半径50cmでリング状に配置する場合を考えると、1つの放射線検出器の立体角から求めた入射率Bは $8 \times 10^{-6}$  (B= $8 \times 10^{-6}$ )である。また、放射線検出器の検出感度Cは半導体放射線検出器を使用した場合最大で0.6程度(C=0.6)である。これらの値から1つの放射線検出器の $\gamma$ 線の検出率 $\alpha$ は2000(個/sec)程度である。X線の照射時間Tを例えば1.5 $\mu$ secとすれば、1つの放射線検出器がX線検出中に $\gamma$ 線を検出する確率Wは0.003となり、この $\gamma$ 線はほとんど



ど無視できる。体内投与放射能を  $360\text{ MBq}$  以下とした場合、X線の照射時間を  $1.5\text{ }\mu\text{sec}$  以下にすれば、 $W < 0.003$  つまり  $\gamma$  線の検出確率は  $0.3\%$  以下となり無視できる。

#### 【0025】

上記の原理が適用されて撮像装置 2 B を用いた本実施例における X線 CT 検査及び PET 検査について具体的に説明する。

#### 【0026】

本実施例における X線 CT 検査及び PET 検査について説明する。注射などの方法により予め PET 用薬剤が、体内投与放射能が  $370\text{ MBq}$  になるように被検体である被検診者 4 2 に投与される。その後、PET 用薬剤が被検診者 4 2 の体内に拡散して患部（例えば癌の患部）に集まって撮像可能な状態になるまでの所定時間の間、被検診者 4 2 は待機する。PET 用薬剤は、検査する患部に応じて選ばれる。その所定時間経過後に、被検診者 4 2 が横たわったベッド 2 0 が撮像装置 2 の孔部 4 1 内に被検診者 4 2 と共に挿入される。X線 CT 検査及び PET 検査は撮像装置 2 を用いて行われる。PET 用薬剤が投与された被検診者 4 2 が孔部 4 1 内に挿入され、各放射線検出器 5 に電源 5 0 より電圧が印加された後、各放射線検出器 5 は被検診者 4 2 から放出された  $\gamma$  線を検出する。すなわち、PET 検査が開始される。PET 検査が開始された後、X線 CT 検査が開始される。

#### 【0027】

X線 CT 検査について説明する。駆動装置制御装置 2 1 は、X線 CT 検査を開始するとき、駆動開始信号を出力して、X線源駆動装置 1 5 のモーターに接続された、電源とつながる開閉器（以下、モーター開閉器という）を閉じる。モーターの回転力が減速機構を介してピニオンに伝えられ、X線源装置 1 4、すなわち X線源 1 7 がガイドレール 1 2 に沿って周方向に移動する。X線源 1 7 は、孔部 4 1 内に挿入された状態で被検診者 4 2 の周囲を設定速度で移動する。X線 CT 検査終了時には、駆動装置制御装置 2 1 は駆動停止信号を出力してモーター開閉器を開く。これによって、X線源 1 7 の周方向への移動が停止される。本実施例では、全ての放射線検出器 5 は、その周方向に移動しなく、かつ孔部 4 1 の軸方

向にも移動しない。駆動装置制御装置 21 及び X 線源制御装置 22 は検出器支持部材 8 に設置されている。駆動装置制御装置 21 及び X 線源制御装置 22 から移動する X 線源装置 14 への制御信号の伝送は X 線源装置 14 の移動に支障にならない公知の技術を適用する。

#### 【0028】

X 線源制御装置 22 は X 線源 17 からの X 線の放出時間を制御する。すなわち、線源制御装置 22 は、X 線発生信号及び X 線停止信号を繰り返して出力する。最初の X 線発生信号の出力は、X 線源制御装置 22 への上記駆動開始信号の入力に基づいてなされる。X 線発生信号の出力によって X 線源 17 における X 線管の陽極（または陰極）と電源との間に設けられた開閉器（以下、X 線源開閉器という、図示せず）が閉じられ、第 1 設定時間経過した時に X 線停止信号が出力されて X 線源開閉器が開き、そして第 2 設定時間経過した時に X 線源開閉器を閉じる、という制御が繰り返される。陽極と陰極との間には、第 1 設定時間の間で電圧が印加され、第 2 設定時間の間で電圧が印加されない。X 線源制御装置 22 によるその制御によって、X 線管から 80 keV の X 線がパルス状に放出される。第 1 設定時間である照射時間 T は、放射線検出器 5 での  $\gamma$  線の検出確率を無視できるように例えば 1  $\mu$  sec に設定される。第 2 設定時間は、X 線源 17 が 1 つの放射線検出器 5 とこれに周方向において隣接する他の放射線検出器 5 の間を移動する時間 T0 であり、ガイドレール 12 の周方向における X 線源 17 の移動速度で定まる。第 1 及び第 2 設定時間は X 線源制御装置 22 に記憶されている。

#### 【0029】

X 線停止信号及び X 線発生信号の繰り返し出力によって、X 線源 17 は、第 1 設定時間、すなわち 1  $\mu$  sec の間に X 線を放出し、第 2 設定時間の間に X 線の放出を停止する。この X 線の放出及び停止が X 線源 17 の周方向への移動期間中に繰り返されることになる。

#### 【0030】

X 線源 17 から放出されたその X 線 57 は、ファンビーム状に、被検診者 42 に照射される。X 線源 17 の周方向の移動によって、被検診者 42 には周囲より X 線 57 が照射される。被検診者 42 を透過した X 線（例えば患部 56 を透過し

たX線) 57は、孔部41の軸心を基点にX線源17から180度の位置にある放射線検出器5を中心に周方向に位置する複数の放射線検出器5によって検出される。これらの放射線検出器5は、そのX線57の検出信号を出力する。このX線検出信号は、該当する配線49を経て対応するそれぞれの信号弁別装置27に入力される。上記のX線を検出しているそれらの放射線検出器5は、便宜的に第1放射線検出器4と称する。

#### 【0031】

ベッド16上の被検診者42の患部(癌の患部)56から、PET用薬剤に起因した511keVの $\gamma$ 線58が放出されている。第1放射線検出器5以外の放射線検出器5は、 $\gamma$ 線58を検出して $\gamma$ 線検出信号を出力する。 $\gamma$ 線を検出している放射線検出器5を、便宜的に第2放射線検出器5と称する。第2放射線検出器5のうち、一層目に位置する第2放射線検出器5から出力された $\gamma$ 線検出信号は該当する配線49を経て対応するそれぞれの信号弁別装置27に入力され、二層目及び三層目に位置する第2放射線検出器5から出力された $\gamma$ 線検出信号は配線54を経て対応するそれぞれの $\gamma$ 線弁別装置32に入力される。一層目に配置された放射線検出器5のみがX線信号処理装置33を有する信号弁別装置61に接続されている。これは、X線のエネルギーが80keVであるため、被検診者42を透過したほとんど(90%以上)のX線が一層目の放射線検出器5で検出されるからである。

#### 【0032】

信号弁別装置27内で、一層目の第2放射線検出器5から出力された $\gamma$ 線検出信号は $\gamma$ 線弁別装置32に伝えられ、第1放射線検出器5から出力されたX線検出信号はX線信号処理装置33に伝えられる。このような各検出信号の伝送は、信号弁別装置27の切替スイッチ28の切替操作によって行われる。切替スイッチ28の可動端子29を固定端子30または固定端子31に接続する切替操作は、駆動装置制御装置21の出力である切替制御信号に基づいて行われる。X線CT検査時では、駆動装置制御装置22は、一層目の放射線検出装置5のうち第1放射線検出器5を選択し、この第1放射線検出器5に接続される信号弁別装置27における可動端子29を固定端子31に接続する。

## 【0033】

第1放射線検出器5の選択について説明する。X線源駆動装置15内のモーターにはエンコーダー（図示せず）が連結される。駆動装置制御装置22は、エンコーダーの検出信号を入力して検出器支持部材8（孔部41）の周方向におけるX線源駆動装置15、すなわちX線源17の位置を求め、このX線源17の位置と180°反対側に位置する放射線検出器5を、記憶している各放射線検出器5の位置のデータを用いて選択する。X線源17から放射されるX線57はガイドレール12の周方向である幅を有しているため、被検診者42を透過したX線57を検出する放射線検出器5は、選択されたその放射線検出器5以外にも周方向に複数個存在することになる。駆動装置制御装置22はその複数の放射線検出器5も選択する。これらの放射線検出器5が、第1放射線検出器5である。周方向におけるX線源17の移動に伴って、第1放射線検出器5も違ってくる。X線源17の周方向への移動に伴って、第1放射線検出器5も擬似的に周方向に移動しているように見える。駆動装置制御装置22が、X線源17の周方向への移動に伴って別の放射線検出器5を選択したときには、新たに第1放射線検出器5となる放射線検出器5に接続された可動端子29は固定端子31に接続される。X線源17の周方向への移動に伴って第1放射線検出器5でなくなった放射線検出器5に接続された可動端子29は駆動装置制御装置22によって固定端子30に接続される。第一層目の個々の放射線検出器5は、X線源17の位置との関係で、あるときは第1放射線検出器5となり、別のあるときには第2放射線検出器5となる。このため、第一層目の1つの放射線検出器5は、時間的にずれてX線検出信号及びγ線検出信号の両方を出力する。

## 【0034】

第1放射線検出器5は、第1設定時間である1μsecの間にX線源17から照射されて被検診者42を透過したX線を検出する。1μsecの間に第1放射線検出器5が被検診者42から放出されるγ線を検出する確率は、前述したように、無視できるほど小さい。PET用薬剤に起因して被検診者42の患部56で発生した多数のγ線58は、特定の方向に放出されるのではなく、あらゆる方向に放出される。これらのγ線58は、前述したように、対となつてほぼ正反対の方向

( $180^{\circ} \pm 0.6^{\circ}$ ) に放出され、いずれかの第2放射線検出器5によって検出される。

#### 【0035】

一層目の放射線検出器5から出力されたX線検出信号及び $\gamma$ 線検出信号を入力したときの信号弁別装置27の信号処理について説明する。第1放射線検出器5から出力されたX線検出信号は、前述したようにX線信号処理装置33に輸入される。X線信号処理装置33は、入力したX線検出信号を積分装置によって積算し、X線検出信号の積算値、すなわち計測したX線の強度の情報を出力する。X線検出信号の強度情報は、配線53によってコンピュータ36に伝えられて記憶装置37に記憶される。

#### 【0036】

一層目の第2放射線検出器5から出力された $\gamma$ 線検出信号は、切替スイッチ28の作用によって $\gamma$ 線弁別装置32に輸入される。PET用薬剤から放出された陽電子の消滅により患部56から放出される $\gamma$ 線のエネルギーは、511keVである。しかし、被検診者42の体内で $\gamma$ 線が散乱した場合、エネルギーは511keVより低くなる。 $\gamma$ 線弁別装置32は、散乱 $\gamma$ 線を除去するため、例えばエネルギーが511keVよりも低い400keVをエネルギー設定値として、このエネルギー設定値以上のエネルギーを有する $\gamma$ 線検出信号を通過させるフィルター（図示せず）を備えている。このフィルターは固定端子30から出力された $\gamma$ 線検出信号を輸入する。ここで、例として、400keVをエネルギー設定値としたのは511keVの $\gamma$ 線が放射線検出器5に入射したときに発生する $\gamma$ 線検出信号のばらつきを考慮したためである。 $\gamma$ 線弁別装置32は、エネルギー設定値（400keV）以上のエネルギーを有する $\gamma$ 線検出信号を輸入したときに所定のエネルギーを有するパルス信号を発生させる。 $\gamma$ 線弁別装置32は、 $\gamma$ 線検出信号処理装置であり、出力するパルス信号に、時刻情報、及び $\gamma$ 線弁別装置32に接続される放射線検出器5の位置を示す位置情報を付与する。時刻情報は、 $\gamma$ 線検出信号が $\gamma$ 線弁別装置32に輸入されたときの時刻、及びパルス信号が $\gamma$ 線弁別装置32から出力されるとき時刻のいずれかの情報である。

#### 【0037】

二層目及び三層目の放射線検出器 5 は全て第 2 放射線検出器である。これらの二層目及び三層目の放射線検出器 5 に配線 5 4 で接続された  $\gamma$  線弁別装置 3 2 も、上記した信号弁別装置 2 7 内の  $\gamma$  線弁別装置 3 2 と同じ機能を発揮する。

#### 【0038】

同時計数装置 3 4 は、全ての  $\gamma$  線弁別装置 3 2 から出力されたパルス信号を入力する。同時計数装置 3 4 は、 $\gamma$  線対のそれぞれの  $\gamma$  線 5 8 を検出した 2 つの第 2 放射線検出器（孔部 3 0 の軸心を中心にしてほぼ  $180^\circ$ （厳密には  $180^\circ \pm 0.6^\circ$ ）方向が異なった位置に存在する一対の第 2 放射線検出器）5 から出力されたそれぞれの  $\gamma$  線検出信号に対する各パルス信号を用いて同時計数を行い、それらの  $\gamma$  線検出信号に対する計数值（ $\gamma$  線計数情報）を求める。同時計数装置 3 4 は、各パルス信号がその  $\gamma$  線対のそれぞれの  $\gamma$  線の検出信号に対応したものであるかは、それらのパルス信号に付与された各時刻情報に基づいて判断する。すなわち、2 つの時刻情報の差が設定時間（例えば、 $10 \text{ nsec}$ ）以内であれば、1 つの陽子の消滅によって発生した一対の  $\gamma$  線 5 8 に対するパルス信号であると判断する。更に、同時計数装置 3 4 は、それらのパルス信号に付与された各位置情報を、該当する一対の第 2 放射線検出器 5 の各位置、すなわち各  $\gamma$  線検出点の位置情報としてデータ化する。同時計数装置 3 4 は、上記した、各  $\gamma$  線検出信号に対する計数值情報、及び対  $\gamma$  線を検出した 2 つの検出点の位置情報を出力する。計数值及び位置情報は、コンピュータ 3 6 に伝えられて記憶装置 3 7 に記憶される。

#### 【0039】

コンピュータ 3 6 は、図 8 に示すステップ 6 0 ～ 6 5 の処理手順に基づいて処理を実行する。このような処理を実行するコンピュータ 3 6 は、第 1 情報（具体的には  $\gamma$  線計数情報及び  $\gamma$  線検出点の位置情報）を用いて第 1 断層像情報を作成し、及び第 2 情報（具体的には X 線強度情報及び X 線検出位置情報）を用いて第 2 断層像情報（具体的には X 線 CT 像データ）を作成し、第 1 断層像情報及び第 2 断層像情報を用いてそれらの断層像情報を含む第 3 断層像情報（具体的には合成断層像データ）を作成する断層像作成部である。同時計数装置 3 4 によって計数された  $\gamma$  線検出信号の計数值情報、同時計数装置 3 4 から出力された  $\gamma$  線検出

点の位置情報、X線信号処理装置 33 から出力された X 線強度情報、及び X 線強度に付与された X 線検出位置情報が入力される（ステップ 60）。入力された、 $\gamma$  線検出信号の計数値情報、 $\gamma$  線検出点の位置情報、X 線強度情報、及び X 線検出位置情報は、記憶装置 37 に記憶される（ステップ 61）。

#### 【0040】

X 線強度情報及び X 線検出位置情報を用いて、被検診者 42 の横断面（以下、横断面とは被検診者が立った状態での横断面をいう）の断層像を再構成する（ステップ 62）。再構成した断層像を X 線 CT 像と称する。この断層像の再構成の具体的な処理を説明する。まず、X 線強度情報を用いて、被検診者 42 の体内の各ボクセルにおける X 線の減衰率を算出する。この減衰率は記憶装置 37 に記憶される。X 線 CT 像を再構成するために、記憶装置 37 から読み出された X 線検出信号の減衰率を用いて、X 線源 17 の位置と X 線を検出した放射線検出器 5 の位置（X 線検出位置情報より得る）との間における被検診者 42 の体内での線減弱係数を求める。エンコーダーにより検出された、移動時における X 線源 17 の位置は、各 X 線信号処理装置 33 により X 線強度情報に付与されてコンピュータ 36 に伝えられる。各ボクセルにおける CT 値は、その線減弱係数を用いてフィルタードバックプロジェクション法により得られる、各ボクセルでの線減弱係数の値に基づいて、算出される。X 線 CT 像のデータは、それらの CT 値を用いて得られ、記憶装置 37 に記憶される。ステップ 62 においては、PET 薬剤が集積している患部を通る横断面での X 線 CT 像も再構成される。

#### 【0041】

患部（例えば癌の患部）を含む、被検診者 42 の横断面の断層像を、該当する位置での  $\gamma$  線検出信号の計数値を用いて再構成する（ステップ 63）。 $\gamma$  線検出信号の計数値を用いて再構成した断層像を PET 像と称する。この処理を詳細に説明する。記憶装置 37 から読み出された  $\gamma$  線検出信号の計数値を用いて、陽電子の消滅によって発生した  $\gamma$  線を検出した一对の第 2 放射線検出器 5（ $\gamma$  線検出点の位置情報より特定）の各半導体素子部間における体内での  $\gamma$  線対発生数（複数の陽電子の消滅に応じて発生した  $\gamma$  線対の数）を求める。この  $\gamma$  線対発生数を用いて、フィルタードバックプロジェクション法により各ボクセルにおける  $\gamma$  線

対発生密度を求める。これらの $\gamma$ 線対発生密度に基づいてPET像のデータを得ることができる。このPET像のデータは、記憶装置37に記憶される。

#### 【0042】

PET像のデータとX線CT像のデータとを合成して、両データを含む合成断層像のデータを求め、記憶装置37に記憶させる（ステップ64）。患部の位置におけるPET像データとその位置のX線CT像データを合成して、患部の位置での被検診者42の横断面の合成断層像データを求める。PET像のデータとX線CT像のデータとの合成は、両方の像データにおける、孔部41の中心軸の位置を合わせることによって、簡単にかつ精度良く行うことができる。すなわち、PET像のデータ及びX線CT像のデータは、共有する放射線検出器5から出力された検出信号に基づいて作成されるので、前述のように位置合わせを精度良く行える。合成断層像のデータは、記憶装置37から呼び出されて表示装置38に出力され（ステップ65）、表示装置38に表示される。表示装置38に表示された合成断層像はX線CT像を含んでいるので、PET像における患部の、被検診者42の体内での位置を容易に確認することができる。すなわち、X線CT像は内臓及び骨の像を含んでいるので、医者は、患部（例えば、癌の患部）が存在する位置を、その内臓及び骨との関係で特定することができる。

#### 【0043】

放射線検査装置1は、孔部41の半径方向において複数の放射線検出器5を積層配置している（図1～図4）が、この積層配置によって以下に示す新しい機能を発揮できる。例えば、図9（a）に示すように被検診者42の体内の $\gamma$ 線対発生点70（患部56内）より放出された2つの $\gamma$ 線58a, 58bが放射線検出器5f, 5gに入射した場合を考える。放射線検出器内のどの位置で $\gamma$ 線が減衰したかはわからないため、従来法では一对の放射線検出器5f, 5hの先端位置を結ぶ線、つまり図9（b）に示す線71を検出線とした。しかし、放射線検査装置1では、孔部41の半径方向において放射線検出器5を積層配置しているため、その半径方向で外側に位置する放射線検出器5gの $\gamma$ 線検出信号が得られ、放射線検出器5fと放射線検出器5gとを結ぶ線72を検出線とすることができる。つまり、従来例ではわからなかった放射線検出器5の奥行き方向における減



衰位置を把握することができる。この結果、検出線 72 は、 $\gamma$  線対が発生した位置を正確に通るため、画像の精度が向上する。この結果、検出線がより実際の  $\gamma$  線対発生点に近くなるため、測定データの精度が向上する。

#### 【0044】

本実施例では、放射線検出装置 43 が X 線検出信号及び  $\gamma$  線検出信号の両方を出力する複数の放射線検出器 5 で構成されているため、放射線検出装置 43 は  $\gamma$  線検出部であり X 線検出部でもある。すなわち、放射線検出装置 43 は  $\gamma$  線検出部及び X 線検出部の両方の機能を有する。本実施例は、X 線検出部が、ベッド 20 の長手方向において  $\gamma$  線検出部の一端と  $\gamma$  線検出部の他端との間に形成される領域内に位置している。また、放射線検出装置 43 は、X 線源 17 から照射されて被検診者 42 を透過する X 線 57 を検出し、この X 線 57 の検出信号を出力する X 線検出部であり、かつ X 線 57 を照射している被検診者 42 の位置において被検診者 42 内の X 線 57 が透過する部位（患部 56）から PET 薬剤に起因して放出される  $\gamma$  線 58 を検出し、この  $\gamma$  線 58 の検出信号を出力する  $\gamma$  線検出部である。

#### 【0045】

本実施例によれば、以下に示す効果を得ることができる。

#### 【0046】

(1) 本実施例は、複数の検出器ユニット 4 を、コネクタ部を介して検出器支持部材 8 に取り付けるため、これらの検出器ユニット 4、具体的には多数の放射線検出器 5 の取り付けを短時間に行うことができる。このため、撮像装置 2、すなわち放射線検査装置 1 の製造時間を短縮できる。

#### 【0047】

(2) 検出器ユニット 4 がコネクタ部を介して検出器支持部材 8 に着脱自在に取り付けられるため、放射線検出器 5 が故障した場合、故障した放射線検出器 5 を含む検出器ユニット 4 を検出器支持部材 8 から簡単に取り外すことができる。また、新品の検出器ユニット 4 を取り外した検出器ユニットの位置で検出器支持部材 8 に簡単に取り付けられる。このように、本実施例は故障した放射線検出器 5 の交換を簡単に行うことができる。

## 【0048】

(3) 本実施例は、放射線検出器 5 を、孔部 41 (検出器支持部材 8) の軸方向及び周方向のみならず、半径方向にも複数配置することにより、従来の PET 検査に用いられる放射線検出器のように信号伝達物質を減らさずに、孔部 41 の半径方向において細分した位置での  $\gamma$  線検出信号を得ることができる。このため、本実施例は、孔部 41 の半径方向において  $\gamma$  線が到達した正確な位置情報 ( $\gamma$  線検出信号を出力した放射線検出器 5 の位置情報) を得ることができる。なお、従来の PET 検査では、孔部 41 の半径方向には 1 つの放射線検出器を配置し、この放射線検出器内部に反射材を配置して信号伝達物質が光電子増倍管に到達したパターンにより、孔部 41 の半径方向において  $\gamma$  線が到達した位置の情報を求めていた。このとき、反射材により信号伝達物質の一部が放射線検出器内で減衰したり、放射線検出器外へ反射してしまうため、信号伝達物質が減少し、エネルギー分解能の低下が発生した。

## 【0049】

(4) 本実施例は、孔部 41 の半径方向において独立した複数の放射線検出器 5 を配置しているため、それぞれの放射線検出器 5 の信号伝達物質の全てを  $\gamma$  線の検出に使用でき、放射線検出器 5 のエネルギー分解能が向上する。エネルギー分解能の高い放射線検出器 5 を PET 検査で用いた場合、散乱によりエネルギーが減衰した  $\gamma$  線と無散乱の 511 keV のエネルギーの  $\gamma$  線との区別が可能になる。その結果、 $\gamma$  線弁別装置 32 のフィルターにより散乱線をより多く除去することが可能となる。

## 【0050】

(5) 本実施例は、放射線検出器内の信号伝達物質数を減らすことなく孔部 31 の半径方向における  $\gamma$  線の正確な到達位置の情報を取得できるため、 $\gamma$  線の正確な到達位置の情報を使用することによる断層像の精度の向上と、放射線検出器の反射材が不要であることにより信号伝達物質の減少が阻止でき、エネルギー分解能が向上して散乱線の断層像再構成への影響を抑えることが可能となった。その結果、本実施例は、断層像の精度、つまり PET 検査の診断精度を向上できる。

## 【0051】

(6) 本実施例は、放射線検出器 5 として半導体放射線検出器を用いているため、孔部 41 の半径方向に複数の放射線検出器 5 を配置することができ、そのように複数の放射線検出器 5 を配置しても撮像装置 2 が大きくならない。

## 【0052】

(7) 本実施例では、放射線検出器 5 が半導体放射線検出器であるため、シンチレータを用いた放射線検出器に比べて、光電子増倍管が不用になり、撮像装置 2 を小型化することができる。

## 【0053】

(8) 本実施例によれば、半導体放射線検出器である放射線検出器 5 を支持基板上に配置することにより、放射線検出器 5 を稠密に配列することが可能となった。特に、検出器幅の小さな放射線検出器 5 を孔部 41 の周方向に稠密に配置できるので、断層像の画像の高分解能化（小画像ボクセルサイズ）が図れる。

## 【0054】

(9) 本実施例によれば、放射線検出器 5 を支持基板 6 上に配置する構成により、放射線検出器 5 を稠密に配列することが可能となった。特に、孔部 41 の半径方向において放射線検出器 5 の複数配列が可能となり、高検出効率化が図れる。更に、その半径方向における各放射線検出器 5 は各々独立に  $\gamma$  線を検出することができるので、その半径方向の分解能が向上する。特に、3D（三次元）-PET 検査においては、 $\gamma$  線が放射線検出器 5 に斜めに入射する場合があるが、その半径方向での分解能の向上により、 $\gamma$  線の入射方向をより正確に捉えることができる。このため、得られる PET 画像の高画質化を図ることができる。

## 【0055】

(10) 本実施例によれば、放射線検出器 5 に接続される配線を支持基板 6 内に配置するために、孔部 41 の周方向及びその軸方向における放射線検出器 5 相互の間隔を短縮できる。放射線検出器 5 の間隔の短縮は、放射線検出器 5 間における  $\gamma$  線の検出漏れを減少させ、実質的な  $\gamma$  線の検出効率を増大させる。実質的な  $\gamma$  線の検出効率の増大により、PET 検査時間の短縮が図れる。

## 【0056】

(11) X線を検出する放射線検出器5として、 $\gamma$ 線を検出した放射線検出器5を用いるため、放射線検査装置1は、X線を検出する放射線検出器5と $\gamma$ 線を検出する放射線検出器5とを別々に設ける必要がなく、構成を単純化でき、小型化できる。放射線検出器5は、X線検出信号及び $\gamma$ 線検出信号の両方を出力する。

#### 【0057】

(12) 本実施例は、X線検出部が、ベッド20の長手方向において $\gamma$ 線検出部の一端と $\gamma$ 線検出部の他端との間に形成される領域内に位置しているため、ベッド20の移動によらないで被検診者42が検査中に動いた場合でも、 $\gamma$ 線検出部から出力された $\gamma$ 線検出信号より得られた第1情報を基に作成された第1断層像(PET像)の情報と、X線検出部から出力されたX線検出信号より得られた第2断層像(X線CT像)の情報とを合成して作成された被検診者42の断層像の精度を向上することができる。これは、その断層像を用いることにより、被検体に対する診断精度を向上させることができる。具体的には癌の患部の位置及び大きさを精度良く認識できる。特に、小器官であるリンパ腺の癌を精度良く診断できる。

#### 【0058】

(13) 本実施例では、前述したように、放射線検出装置43は、X線検出信号及び $\gamma$ 線検出信号の両方を出力する複数の放射線検出器5(X線検出信号を得るX線の検出は、 $\gamma$ 線検出信号を得る $\gamma$ 線の検出を行う放射線検出器5を用いて行う)で構成されているため、 $\gamma$ 線検出部及びX線検出部の両方の機能を有する。放射線検出装置43は $\gamma$ 線検出部とX線検出部とを同軸で配置していると言える。このため、本実施例は、検出器支持部材8の周方向に配置された放射線検出器5の1つの出力信号であるX線検出信号を用いて、被検診者42の内臓及び骨等の画像を含む患部(PET用薬剤が集積)の位置での第1断層像を再構成でき、その放射線検出器5の他の出力信号である $\gamma$ 線検出信号を用いて、その被検診者42の患部の画像を含む第2断層像を再構成できる。第1断層像のデータ及び第2断層像のデータは透過X線及び $\gamma$ 線の両方を検出する放射線検出器5の出力信号に基づいて再構成されているので、患部の位置における第1断層像のデータ

及び第2断層像のデータを精度良く位置合わせして合成することができる。このため、患部、内臓及び骨等の画像を含む精度の良い断層像（合成断層像）を簡単に得ることができる。この合成断層像によれば、内臓及び骨との関係で、患部の位置を正確に知ることができる。例えば、第1断層像のデータ及び第2断層像のデータを、撮像装置2の検出器支持部材8（または孔部41）の軸心を基に合わせることによって、簡単に両断層像を合成した画像データを得ることができる。

#### 【0059】

(14) 本実施例は、X線源17から照射されて被検診者42の患部56を透過するX線57をX線検出部によって検出し、そのX線を照射している被検診者42の位置で被検診者42の体内のX線が透過する部位（患部）から放射性薬剤に起因して放出される $\gamma$ 線を、 $\gamma$ 線検出部によって検出するため、被検診者42をベッド20により移動させずに同じ位置でX線CT検査及びPET検査を実施できる。その両検査中に、X線検出部は被検診者42の患部56を透過したX線の検出信号を、 $\gamma$ 線検出部は患部56から放出された $\gamma$ 線の検出信号をそれぞれ出力する。そのX線検出信号に基づいて得られた、患部56の位置における第1断層像データ、及びその $\gamma$ 線検出信号に基づいて得られた、患部の位置における第2断層像データを合成するため、検査中に耐え切れずに被検診者42がベッド20上で動いた場合でも、それらの断層像データを精度よく合成することができる。すなわち、精度の良い合成断層像データを得ることができる。このため、表示装置38に表示された、患部56の位置での合成断層像データ（合成断層像画像）を用いることによって、患部52の診断精度を向上できる。特に、臓器が込み入っている箇所に患部が存在する場合でも、本実施例で得られた合成断層画像により患部の位置を適切に把握でき、患部の診断精度が向上する。

#### 【0060】

(15) 本実施例は、X線源軸方向移動装置（例えば、軸方向移動アーム16）を用いてX線源17を放射線検査期間中に放射線検出部65の軸方向に移動できるので、被検診者42を放射線検出装置43の軸方向に移動させないで、検査対象範囲に対してPET検査を実施しながらその検査対象範囲に対してX線CT検査を実施できる。検査対象範囲に対するX線CT検査を、X線源17をその軸方

向に移動させずに被検診者 42 をベッド 20 の移動によって実行する場合には、PET 用薬剤が集積した部位の位置もその軸方向に移動する。これは、 $\gamma$  線対を発生する位置をその軸方向に移動させることになり、PET 像データの作成に対するノイズが増大し、精度の良い PET 像のデータが得られなくなる。本実施例は、 $\gamma$  線対を発生する位置がその軸方向に移動しないため、精度の良い PET 像のデータが得られ、合成断層像データの精度も向上する。

#### 【0061】

(16) 本実施例は、放射線検出装置 43 に含まれるそれらの放射線検出器 5 によって、被検診者 42 から放出される複数の  $\gamma$  線の対を検出できると共に、周方向に移動する X 線源 17 から放出されて被検診者 42 を透過した X 線も検出できる。このため、従来技術は撮像装置として X 線を検出する撮像装置及び  $\gamma$  線を検出する他の撮像装置を必要としていたが、本実施例は、X 線及び  $\gamma$  線を検出する一台の撮像装置があればよく、X 線 CT 検査及び PET 検査の両方を実施できる放射線検査装置の構成が単純化できる。

#### 【0062】

(17) 本実施例は、第 1 の断層像を作成するために必要な X 線検出信号、及び第 2 の断層像を作成するために必要な  $\gamma$  線検出信号を共用する放射線検出器 5 から得ることができるため、被検診者 42 の検査に要する時間（検査時間）を著しく短縮できる。換言すれば、短い検査時間で、第 1 の断層像を作成するために必要な X 線検出信号、及び第 2 の断層像を作成するために必要な  $\gamma$  線検出信号を得ることができる。本実施例は、従来技術のように、被検診者 42 を、透過 X 線を検出する撮像装置から  $\gamma$  線を検出する他の撮像装置まで移動させる必要がなくなるため、被検診者 42 の検査時間の短縮に更に、貢献する。

#### 【0063】

(18) 本実施例は、X 線源 17 を周回させて放射線検出装置 43 を孔部 41 の周方向及び軸方向に移動させないため、放射線検出装置 43 を移動させるに必要なモーターに比べて X 線源 17 を周回させるモーターの容量を小さくできる。後者のモーターの駆動に要する消費電力も、前者のモーターのそれよりも少なくできる。

## 【0064】

(19) X線信号処理装置33、すなわち第1信号処理装置に入力される $\gamma$ 線検出信号が著しく減少するため、精度の良い第1断層像のデータを得ることができる。このため、第1断層像のデータと第2断層像のデータとを合成して得られた画像データを用いることにより、患部の位置をより正確に知ることができる。

## 【0065】

(20) 本実施例は、放射線検出装置43の内側でX線源17が周回するため、検出器支持部材8の内径が大きくなり、検出器支持部材8の内側で周方向に設置できる放射線検出器5の個数を多くすることができる。周方向における放射線検出器5の個数の増加は、感度、分解能の向上をもたらし、被検診者42の横断面における断層像の分解能を向上させる。

## 【0066】

(21) 本実施例では、軸方向移動アーム16及びX線源17は放射線検出装置434の内側に位置しているため、X線CT検査時においてそれらが被検診者42から放出される $\gamma$ 線を遮って、それらの真後ろに位置する放射線検出器5がその $\gamma$ 線を検出できなく、PET像の作成に必要な検出データが欠損する可能性がある。しかし、本実施例は、前述のように、X線源駆動装置15によってX線源17及び軸方向移動アーム16が周方向に周回しているので、実質的にはデータの欠損は問題とならない。特に、X線源17及び軸方向移動アーム16の周回速度は約1秒/1スライスであり、最短で数分オーダーのPET検査に要する時間と比較すると十分短い。これによっても、実質的にはそのデータの欠損は問題にならない。また、X線CT検査が行われずPET検査が実施されるときには、X線源17がX線源駆動装置15内に収納されるため、X線源17及び軸方向移動アーム16が $\gamma$ 線検出の障害にはならない。

## 【0067】

更に、X線CT像の作成のために必要なX線検出信号を得るために要する検査時間は、PET像の作成のために必要な $\gamma$ 撮像信号を得るために要する検査時間よりも短い。このため、その $\gamma$ 線検出信号を得るための検査時間の間、常にX線源17からX線を被検診者42に照射してX線検出信号を得ることによって、被

検診者 42 が検査中に動いた場合でも X 線検出信号に基づいて得られる X 線 CT 像の連続像から、被検診者 42 の揺動に伴う PET 像のデータのずれを補正することもできる。

#### 【0068】

放射線検出器 5 に接続された配線を支持基板 6 内に配置したが、支持基板 6 に貫通孔を形成し、放射線検出器 5 を設置した側の支持基板 6 の面からその配線を貫通孔を通して反対側に引き出しスルーホールにより反対面に引き出し、放射線検出器 5 が設置されていない側の支持基板 6 の面に配線を設置してもよい。その際には、放射線検出器 5 が設置されていない側の支持基板 6 の面に溝を形成してその溝内に配線を設置してもよい。また、支持基板として多層配線基板を使用し、多層配線基板内に配線を設置してもよい。更に、多層配線基板の使用により、放射線検出器 5 を多層配線基板の両面に配列することが可能となる。

#### 【0069】

##### (実施例 2)

本発明の他の実施例である実施例 2 の放射線検査装置を以下に説明する。本実施例の放射線検査装置は、実施例 1 の放射線検査装置 1 の構成のうち、検出器ユニットの構成が変わっているのみである。実施例 1 で用いられた検出器ユニット 4 と構成が異なる、本実施例に用いられる検出器ユニット 4A を、図 10、図 11 により説明する。

#### 【0070】

検出器ユニット 4A は、複数（例えば 9 個）の放射線検出器 5D を三行三列で支持基板 6 の一面に設置する。各放射線検出器 5D は、放射線検出器 5 と同じ半導体放射線検出器であり、検出器支持部材 8 の半径方向において三層に配置される。検出器支持部材 8 の半径方向に並んだ一列において、一層目に放射線検出器 5A<sub>1</sub>、二層目に放射線検出器 5B<sub>1</sub>、及び三層目に放射線検出器 5C<sub>1</sub> がそれぞれ配置される。

#### 【0071】

放射線検出器 5A<sub>1</sub> は、5 つの検出要素、すなわち検出要素 74A、74B、74C、74D、74E を有する。検出要素 74A、74B、74C、74D、



74Eは、検出器支持部材8の半径方向において、内側よりその順に配置される。検出要素74Aが最も内側に配置され、検出要素74Eが最も外側に配置される。カソード電極77Aが検出要素74Aの内側面に設けられる。検出要素74Aと検出要素74Bは、検出要素74Aの外側面及び検出要素74Bの内側面に設けられたアノード電極78Aを間に挟んで隣接する。検出要素74Bと検出要素74Cは、検出要素74Bの外側面及び検出要素74Cの内側面に設けられたカソード電極77Bを間に挟んで隣接する。検出要素74Cと検出要素74Dは、検出要素74Cの外側面及び検出要素74Dの内側面に設けられたアノード電極78Bを間に挟んで隣接する。検出要素74Dと検出要素74Eは、検出要素74Dの外側面及び検出要素74Eの内側面に設けられたカソード電極77Cを間に挟んで隣接する。アノード電極78Cが検出要素74Eの外側面に設けられる。

#### 【0072】

放射線検出器5B<sub>1</sub>は、5つの検出要素、すなわち検出要素75A、75B、75C、75D、75Eを有する。検出要素75A、75B、75C、75D、75Eは、検出器支持部材8の半径方向において、内側よりその順に配置される。検出要素75Aが最も内側に配置され、検出要素75Eが最も外側に配置される。カソード電極79Aが検出要素75Aの内側面に設けられる。検出要素75Aと検出要素75Bは、検出要素75Aの外側面及び検出要素75Bの内側面に設けられたアノード電極80Aを間に挟んで隣接する。検出要素75Bと検出要素75Cは、検出要素75Bの外側面及び検出要素75Cの内側面に設けられたカソード電極79Bを間に挟んで隣接する。検出要素75Cと検出要素75Dは、検出要素75Cの外側面及び検出要素75Dの内側面に設けられたアノード電極80Bを間に挟んで隣接する。検出要素75Dと検出要素75Eは、検出要素75Dの外側面及び検出要素75Eの内側面に設けられたカソード電極79Cを間に挟んで隣接する。アノード電極80Cが検出要素75Eの外側面に設けられる。

#### 【0073】

放射線検出器5C<sub>1</sub>は、5つの検出要素、すなわち検出要素76A、76B、

76C, 76D, 76Eを有する。検出要素76A, 76B, 76C, 76D, 76Eは、検出器支持部材8の半径方向において、内側よりその順に配置される。検出要素76Aが最も内側に配置され、検出要素76Eが最も外側に配置される。カソード電極81Aが検出要素76Aの内側面に設けられる。検出要素76Aと検出要素76Bは、検出要素76Aの外側面及び検出要素76Bの内側面に設けられたアノード電極82Aを間に挟んで隣接する。検出要素76Bと検出要素76Cは、検出要素76Bの外側面及び検出要素76Cの内側面に設けられたカソード電極81Bを間に挟んで隣接する。検出要素76Cと検出要素76Dは、検出要素76Cの外側面及び検出要素76Dの内側面に設けられたアノード電極82Bを間に挟んで隣接する。検出要素76Dと検出要素76Eは、検出要素76Dの外側面及び検出要素76Eの内側面に設けられたカソード電極81Cを間に挟んで隣接する。アノード電極82Cが検出要素76Eの外側面に設けられる。

#### 【0074】

アース線45が、カソード電極77A, 77B, 77C, 79A, 79B, 79C, 81A, 81B, 81Cに接続される。配線74が、アノード電極78A, 78B, 78Cに接続される。配線75が、アノード電極80A, 80B, 80Cに接続される。配線76が、アノード電極82A, 82B, 82Cに接続される。アース線45はコネクタ部7のコネクタ端子7Dに接続される。配線74は、コネクタ部7のコネクタ端子7Aに接続される。配線75は、コネクタ部7のコネクタ端子7Bに接続される。配線76は、コネクタ部7のコネクタ端子7Cに接続される。他の二列に含まれた各放射線検出器5Dも、同様にコネクタ部7に設けられている他のコネクタ端子に接続されている。アース線45及び配線74, 75, 76は全て支持基板6内に設置されている。多数の検出器ユニット4Aは、それぞれに設けられたコネクタ端子7A等のコネクタ端子を、検出器支持部23に設けられたコネクタ部11にはめ込むことによって、検出器支持部23に装着されて保持される。検出器ユニット4Aも、検出器ユニット4と同様に、孔部41を取り囲み、孔部41の周方向及び軸方向に多数配置される。

#### 【0075】

放射線検出器 5 A<sub>1</sub>, 5 B<sub>1</sub>, 5 C<sub>1</sub>は、少なくとも二面を有する 3 個以上の検出要素、すなわち半導体素子を有し、異なる半導体素子間に交互にアノード電極及びカソード電極を配置している。放射線検出器 5 A<sub>1</sub> を用いて具体的に説明する。放射線検出器 5 A<sub>1</sub>は、異なる検出要素間、すなわち検出要素 7 4 A と検出要素 7 4 B との間、検出要素 7 4 B と検出要素 7 4 C との間、検出要素 7 4 C と検出要素 7 4 D との間、検出要素 7 4 D と検出要素 7 4 E C との間に、例えば検出要素 7 4 A と検出要素 7 4 B との間にアノード電極 7 8 A, 検出要素 7 4 B と検出要素 7 4 C との間にカソード電極 7 7 B といったように、アノード電極とカソード電極を交互に配置している。

#### 【0076】

コネクタ部 7 をコネクタ部 1 1 にはめ込むことによって、一層目の 3 つの放射線検出器 5 A<sub>1</sub> は、信号弁別ユニット 2 5 内の 3 つの信号弁別装置 2 7 に別々に接続される。また、二層目の 3 つの放射線検出器 5 B<sub>1</sub> 及び三層目の 3 つの放射線検出器 5 C<sub>1</sub> は、信号弁別ユニット 2 5 内に設けられた、信号弁別装置 2 7 以外の 6 つの  $\gamma$  線弁別装置 3 2 に別々に接続される。

#### 【0077】

検出器ユニット 4 A を組み込んだ本実施例の放射線検査装置は、実施例 1 の放射線検査装置 1 で生じる効果 (1) ~ (21) を得ることができる。更に、本実施例は、以下に示す (22), (23) の効果を得ることができる。

#### 【0078】

(22) 本実施例によれば、放射線検出器 5 D が複数の検出要素の積層構造としたので、アノード電極とカソード電極との間の各検出要素の厚みが薄くなり、電子とホールとの再結合による検出信号の低下が抑えられる。このため、エネルギー分解能が向上する。また、検出信号が出力されるまでの時間が短くなるので、時間分解能も向上する。エネルギー分解能の向上によりエネルギー閾値を高く設定できるので、散乱により低エネルギー化した  $\gamma$  線をより多く除去することが可能となる。また、時間分解能の向上により、タイムウインドウを小さくできるので、偶発的にタイムウインドウ内で検出される  $\gamma$  線を少なくできる。つまり、ノイズ成分である散乱事象及び偶発事象の検出を低く押さえることが可能となるた

め、PET画像の画質向上が図れる。

#### 【0079】

(23) 本実施例によれば、放射線検出器5Dを複数の検出要素の積層構造としているので、アノード電極とカソード電極との間の検出要素の厚みが薄くなり、印加するバイアス電圧を小さくすることができる。バイアス電圧の低下により、各種配線周りの部品の耐電圧を小さくできる。また、電源自体も小型化できる。

#### 【0080】

(実施例3)

本発明の他の実施例である実施例3の放射線検査装置を以下に説明する。本実施例の放射線検査装置は、実施例1の放射線検査装置1の構成のうち、検出器ユニットの構成が変わっているのみである。実施例1で用いられた検出器ユニット4と構成が異なる、本実施例に用いられる検出器ユニット4Bを、図12、図13により説明する。

#### 【0081】

検出器ユニット4Aは、複数(例えば9個)の放射線検出器5Eを三行三列で支持基板6の一面に設置する。各放射線検出器5Eは、放射線検出器5と同じ半導体放射線検出器であり、検出器支持部材8の半径方向において三層に配置される。検出器支持部材8の半径方向において、一層目に放射線検出器5Aa, 5Ab, 5Ac、二層目に放射線検出器5Ba, 5Bb, 5Bc、及び三層目に放射線検出器5Ca, 5Cb, 5Ccがそれぞれ配置される。検出器支持部材8の周方向に配置される放射線検出器5Aa, 5Ab, 5Acは、その周方向に積層されている。二層目の放射線検出器5Ba, 5Bb, 5Bc、及び三層目の放射線検出器5Ca, 5Cb, 5Ccも、同様に、検出器支持部材8の周方向において積層されている。この積層構造を、放射線検出器5Aa, 5Ab, 5Acを例にとって説明する。

#### 【0082】

放射線検出器5Aaは、4つの検出要素、すなわち検出要素83A, 83B, 83C, 83Dを有する。検出要素83A, 83B, 83C, 83Dは、検出器

支持部材 8 の周方向において、その順に配置される。放射線検出器 5 A b は、検出要素 8 4 A, 8 4 B, 8 4 C, 8 4 D を有する。検出要素 8 4 A, 8 4 B, 8 4 C, 8 4 D は、検出器支持部材 8 の周方向において、その順に配置される。放射線検出器 5 A c は、検出要素 8 5 A, 8 5 B, 8 5 C, 8 5 D を有する。検出要素 8 5 A, 8 5 B, 8 5 C, 8 5 D は、検出器支持部材 8 の周方向において、その順に配置される。

#### 【0083】

カソード電極 8 6 A が検出要素 8 3 A の一側面に設けられる。検出要素 8 3 A と検出要素 8 3 B は、検出要素 8 3 A の他側面及び検出要素 8 3 B の一側面に設けられたアノード電極 8 7 A を間に挟んで隣接する。ここで、一側面とは検出器支持部材 8 の周方向における検出要素の一側面を言い、他側面とは検出器支持部材 8 の周方向における検出要素の残りの側面を言う。検出要素 8 3 B と検出要素 8 3 C は、検出要素 8 3 B の他側面及び検出要素 8 3 C の一側面に設けられたカソード電極 8 6 B を間に挟んで隣接する。検出要素 8 3 C と検出要素 8 3 D は、検出要素 8 3 C の他側面及び検出要素 8 3 D の一側面に設けられたアノード電極 8 7 B を間に挟んで隣接する。

#### 【0084】

検出要素 8 3 D と検出要素 8 4 A は、検出要素 8 3 D の他側面及び検出要素 8 4 A の一側面に設けられたカソード電極 8 8 A を間に挟んで隣接する。検出要素 8 4 A と検出要素 8 4 B は、検出要素 8 4 A の他側面及び検出要素 8 4 B の一側面に設けられたアノード電極 8 9 A を間に挟んで隣接する。検出要素 8 4 B と検出要素 8 4 C は、検出要素 8 4 B の他側面及び検出要素 8 4 C の一側面に設けられたカソード電極 8 8 B を間に挟んで隣接する。検出要素 8 4 C と検出要素 8 4 D は、検出要素 8 4 C の他側面及び検出要素 8 4 D の一側面に設けられたアノード電極 8 9 B を間に挟んで隣接する。

#### 【0085】

検出要素 8 4 D と検出要素 8 5 A は、検出要素 8 4 D の他側面及び検出要素 8 5 A の一側面に設けられたカソード電極 9 0 A を間に挟んで隣接する。検出要素 8 5 A と検出要素 8 5 B は、検出要素 8 5 A の他側面及び検出要素 8 5 B の一

側面に設けられたアノード電極 91 A を間に挟んで隣接する。検出要素 85 B と検出要素 85 C は、検出要素 85 B の他側面及び検出要素 85 C の一側面に設けられたカソード電極 90 B を間に挟んで隣接する。検出要素 85 C と検出要素 85 D は、検出要素 85 C の他側面及び検出要素 85 D の一側面に設けられたアノード電極 91 B を間に挟んで隣接する。カソード電極 90 C が検出要素 85 D の他側面に設けられる。

#### 【0086】

アース線 92 が、カソード電極 86 A, 86 B, 88 A, 88 B, 90 A, 90 B, 90 C に接続される。配線 93 が、アノード電極 87 A, 87 B に接続される。配線 94 が、アノード電極 89 A, 89 B に接続される。配線 95 が、アノード電極 91 A, 91 B に接続される。アース線 92 はコネクタ部 7 のコネクタ端子 7 D に接続される。配線 93 は、コネクタ部 7 のコネクタ端子 7 A に接続される。配線 94 は、コネクタ部 7 のコネクタ端子 7 B に接続される。配線 95 は、コネクタ部 7 のコネクタ端子 7 C に接続される。二層目及び三層目の各放射線検出器 5 E も、同様にコネクタ部 7 に設けられている他のコネクタ端子に接続されている。アース線 92 及び配線 93, 93, 93 は全て支持基板 6 内に設置されている。多数の検出器ユニット 4 B は、それぞれに設けられたコネクタ端子 7 A 等のコネクタ端子を、検出器支持部 23 に設けられたコネクタ部 11 にはめ込むことによって、検出器支持部 23 に装着されて保持される。検出器ユニット 4 B も、検出器ユニット 4 と同様に、孔部 41 を取り囲み、孔部 41 の周方向及び軸方向に多数配置される。

#### 【0087】

コネクタ部 7 をコネクタ部 11 にはめ込むことによって、一層目の放射線検出器 5 A a, 5 A b, 5 A c は、信号弁別ユニット 25 内の 3 つの信号弁別装置 27 に別々に接続される。また、二層目の放射線検出器 5 B a, 5 B b, 5 B c 及び三層目の放射線検出器 5 C a, 5 C b, 5 C c は、信号弁別ユニット 25 内に設けられた、信号弁別装置 27 以外の 6 つの  $\gamma$  線弁別装置 32 に別々に接続される。

#### 【0088】

検出器ユニット 4 B を組み込んだ本実施例の放射線検査装置は、実施例 1 の放射線検査装置 1 で生じる効果 (1) ~ (21)、及び実施例 2 の放射線検査装置で生じる効果 (22), (23) を得ることができる。更に、本実施例は、以下に示す (24) の効果を得ることができる。

#### 【0089】

(24) 本実施例によれば、各放射線検出器 5 E を偶数個の検出体素子の積層構造としたので、隣接する放射線検出器 5 E の両側面をカソード電極にすることができて、それらの放射線検出器 5 E でカソード電極を共有化することができる。このため、検出器支持部材 8 の周方向に配置された 3 つの放射線検出器 5 E を密着することが可能となる。つまり、その周方向における放射線検出器 5 E 間の間隔を完全になくすことが可能となり、その周方向での放射線検出器 5 E 間における  $\gamma$  線の検出漏れが著しく低減される。これは、 $\gamma$  線の検出効率を実質的に増加をさせることにつながり、検査時間の短縮をもたらす。

#### 【0090】

実施例 1 ~ 3 は、放射線検出器が検出器支持部材 8 (ベッド 20 が挿入される孔部 41) の半径方向に積層配置された検出器ユニットを、X線源 17 から X線を被検体に照射できる  $\gamma$  線及び X線を検出できる放射線検査装置に適用した構成を有する。しかしながら、その検出器ユニットは、X線を照射しなく被検体内に透過した放射性薬剤に起因して被検体から放出される  $\gamma$  線だけを検出する PET 用の放射線検査装置に適用することもできる。また、その検出器ユニットは、SPECT 用の放射線検査装置にも適用できる。

#### 【0091】

##### 【発明の効果】

本発明によれば、作成される画像の精度を向上でき、かつ故障した放射線検出器の交換を簡単に行うことができる。

##### 【図面の簡単な説明】

##### 【図 1】

本発明の好適な一実施例である実施例 1 の放射線検査装置の縦断面図である。

##### 【図 2】

図 1 の II-II 断面図である。

【図 3】

図 1 の III 部の拡大図である。

【図 4】

図 3 の IV-IV 断面図である。

【図 5】

図 1 の検出器ユニットの斜視図である。

【図 6】

図 5 の検出器ユニットの、検出器支持部材の半径方向における断面図である。

【図 7】

図 1 の信号弁別装置の詳細構造図である。

【図 8】

図 1 のコンピュータで実行される断層像作成の処理手順を示す説明図である。

【図 9】

図 1 の実施例における  $\gamma$  線検出の状態を示す説明図である。

【図 10】

本発明の他の実施例である実施例 2 の放射線検査装置に適用される検出器ユニットの斜視図である。

【図 11】

図 10 の検出器ユニットの、検出器支持部材の半径方向における断面図である。

【図 12】

本発明の他の実施例である実施例 3 の放射線検査装置に適用される検出器ユニットの斜視図である。

【図 13】

図 11 の検出器ユニットの、検出器支持部材の半径方向における断面図である。

【符号の説明】

1…放射線検査装置、2…撮像装置、4, 4A, 4B…検出器ユニット、5,

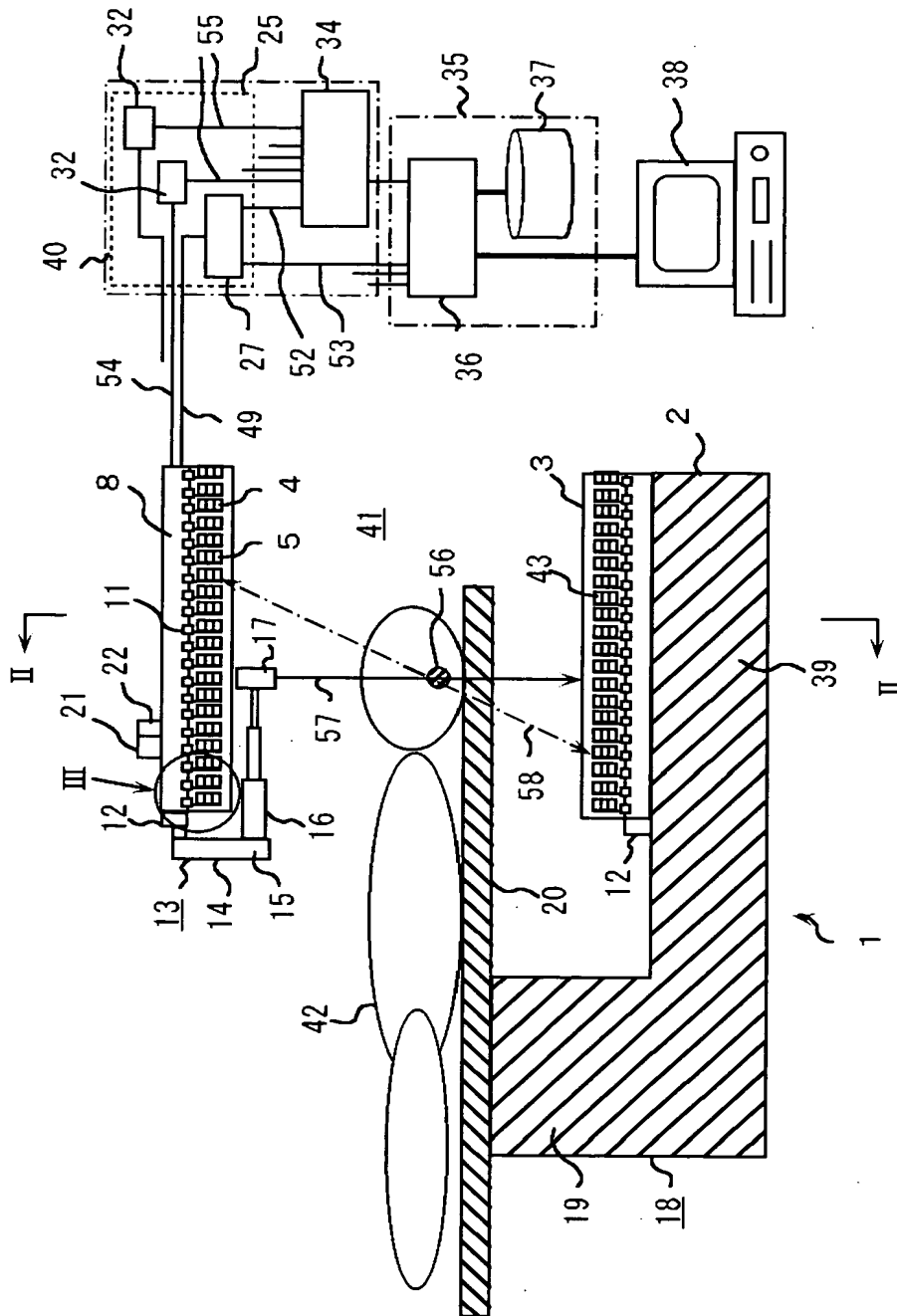


5 D, 5 E…放射線検出器、7, 1 1…コネクタ部、8…検出器支持部材、1 3…X線源周方向移動装置、1 4…X線源装置、1 5…X線源駆動装置、1 7…X線源、1 8…被検診者保持装置、2 0…ベッド、2 3…検出器支持部、2 5…信号弁別ユニット、2 7…信号弁別装置、2 8…切替スイッチ、3 2… $\gamma$ 線弁別装置、3 3…X線信号処理装置、3 4…同時計数装置、3 5…断層像作成装置、3 6…コンピュータ、4 0…信号処理装置。

【書類名】 図面

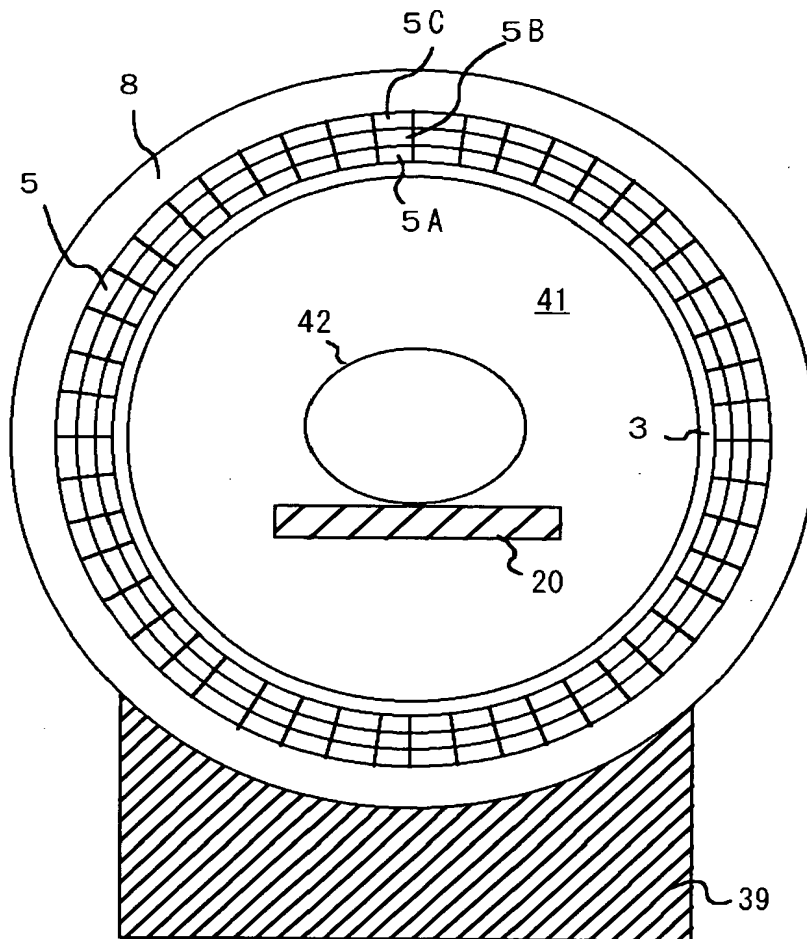
【図 1】

図 1



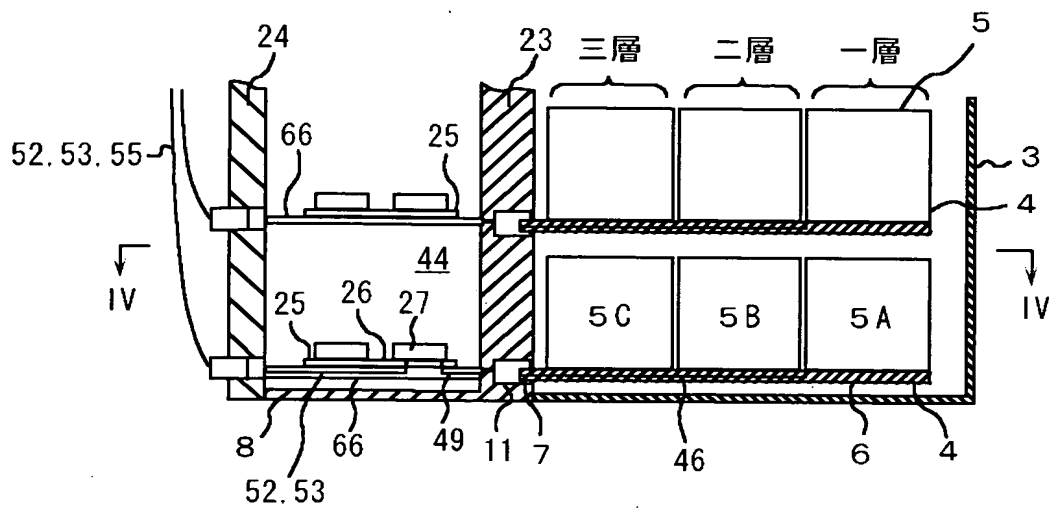
【図 2】

図 2



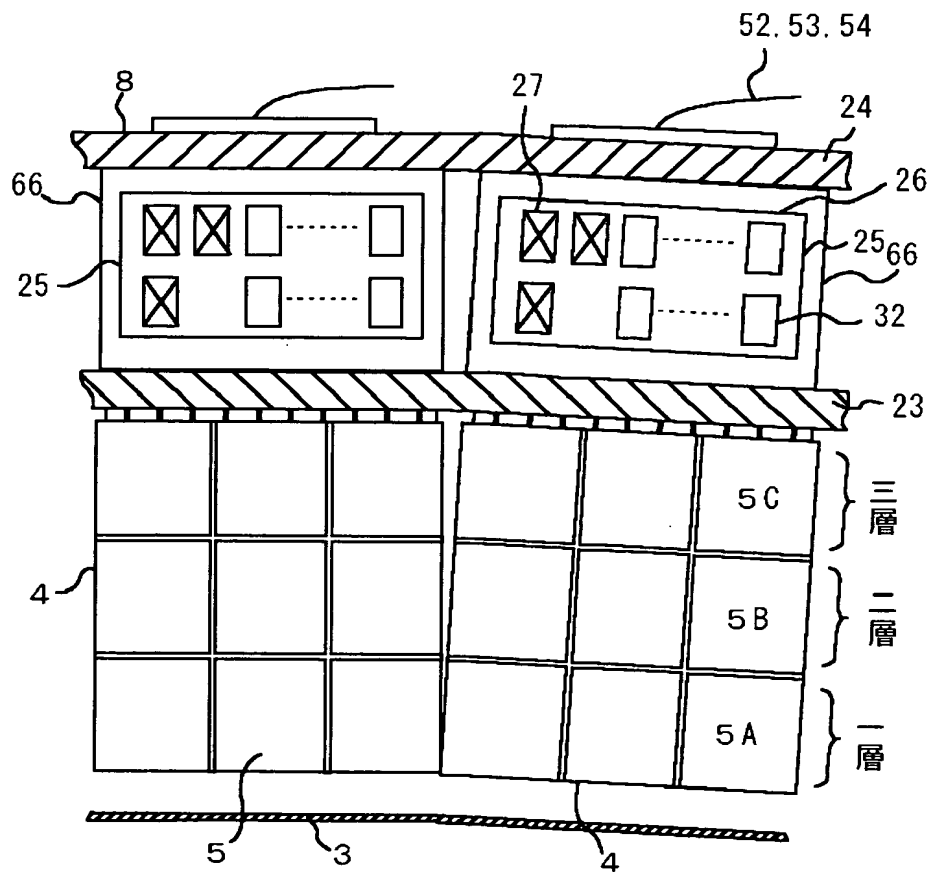
【図 3】

図 3

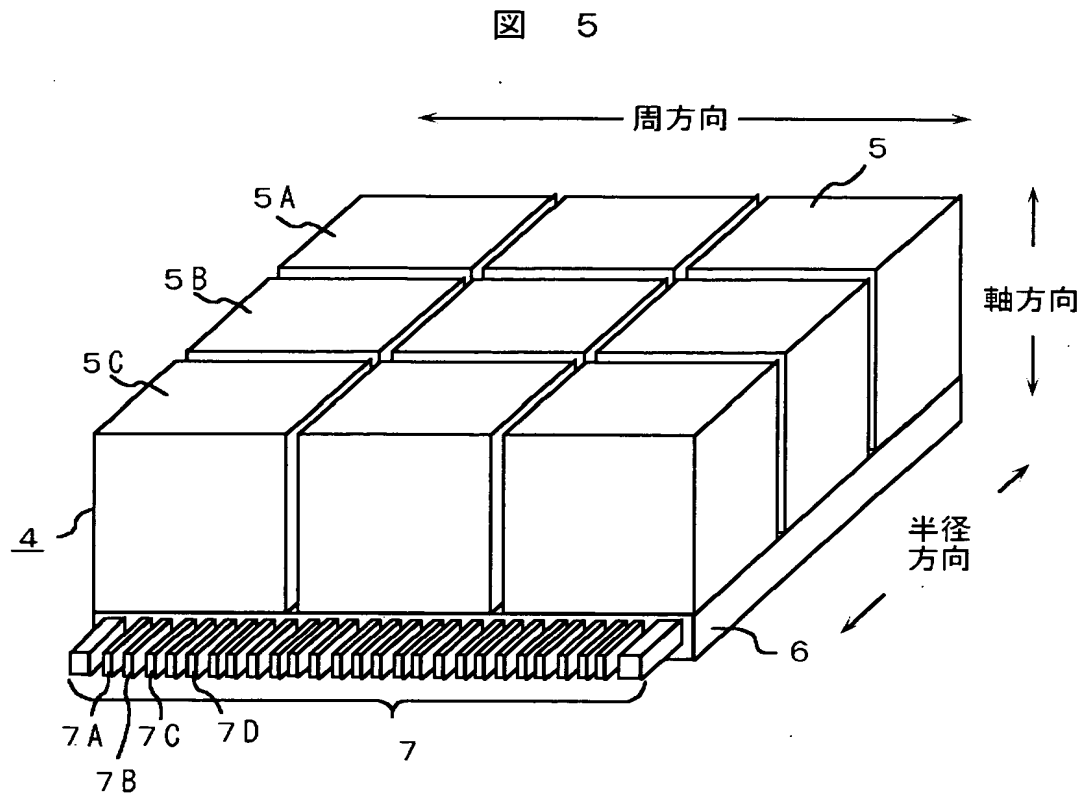


【図 4】

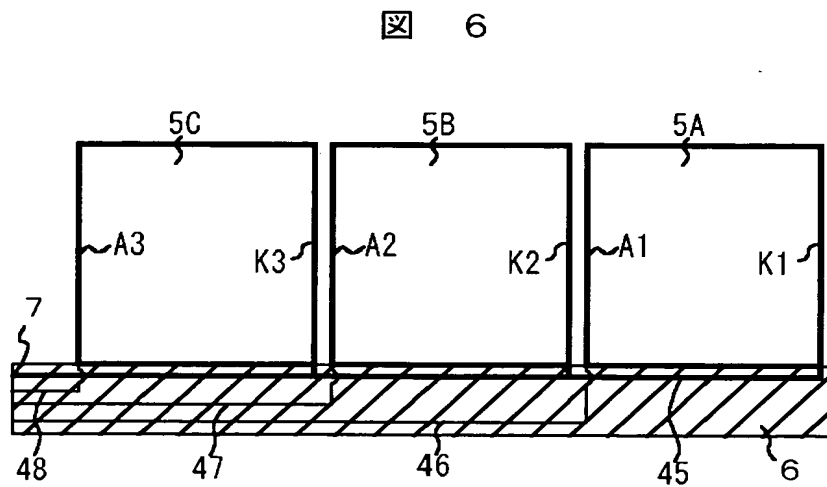
図 4



【図 5】

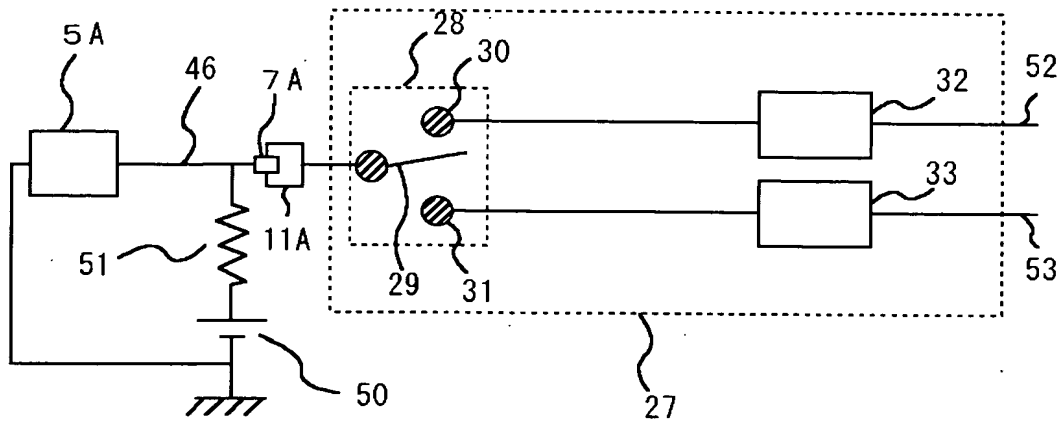


【図 6】



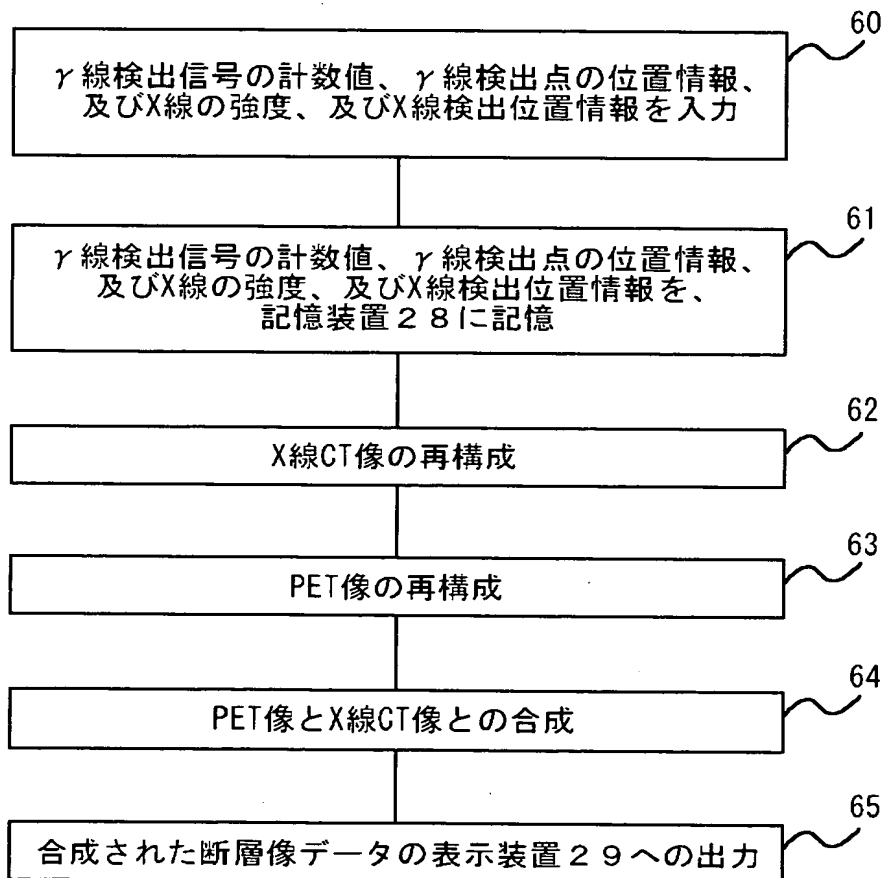
【図 7】

図 7



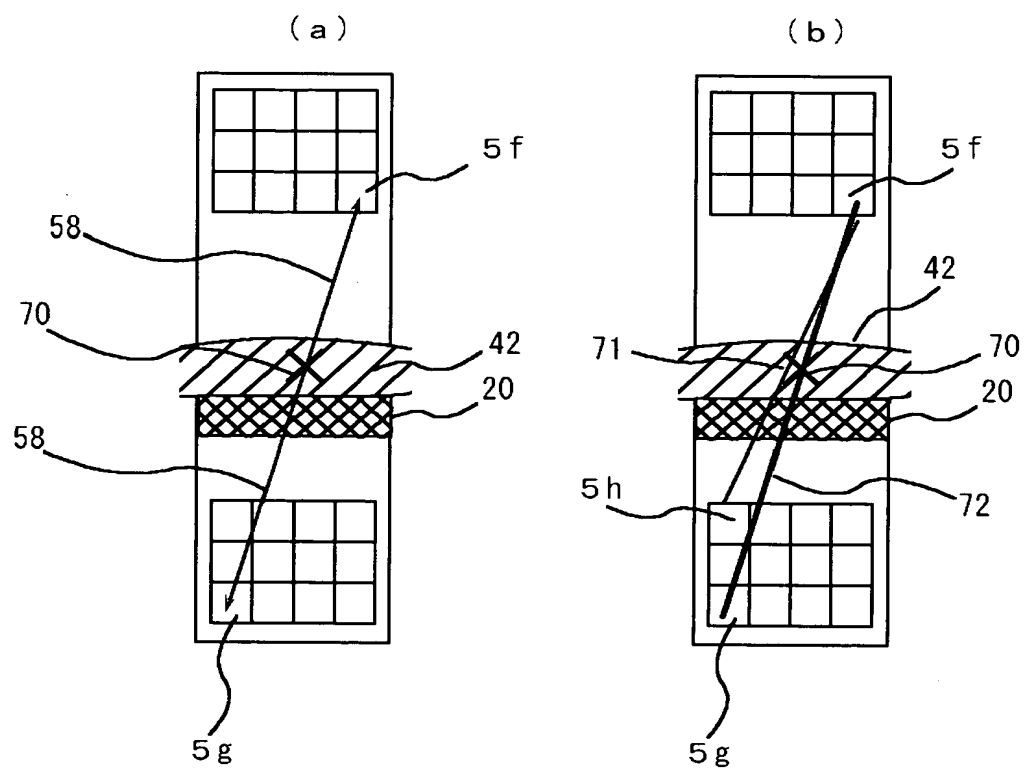
【図 8】

図 8



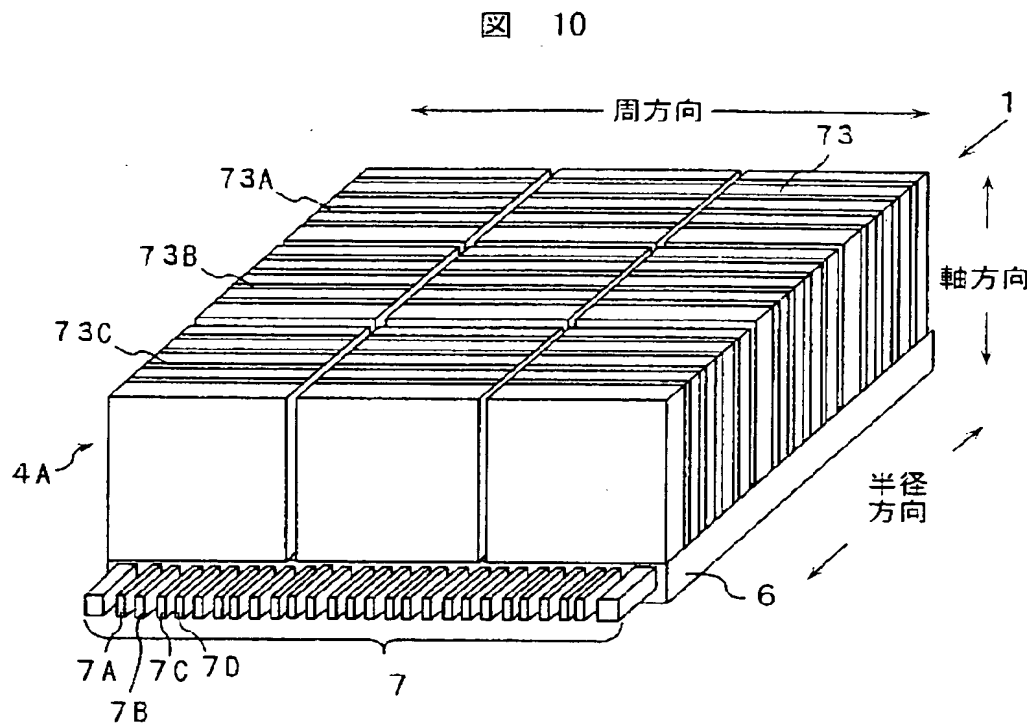
【図 9】

図 9



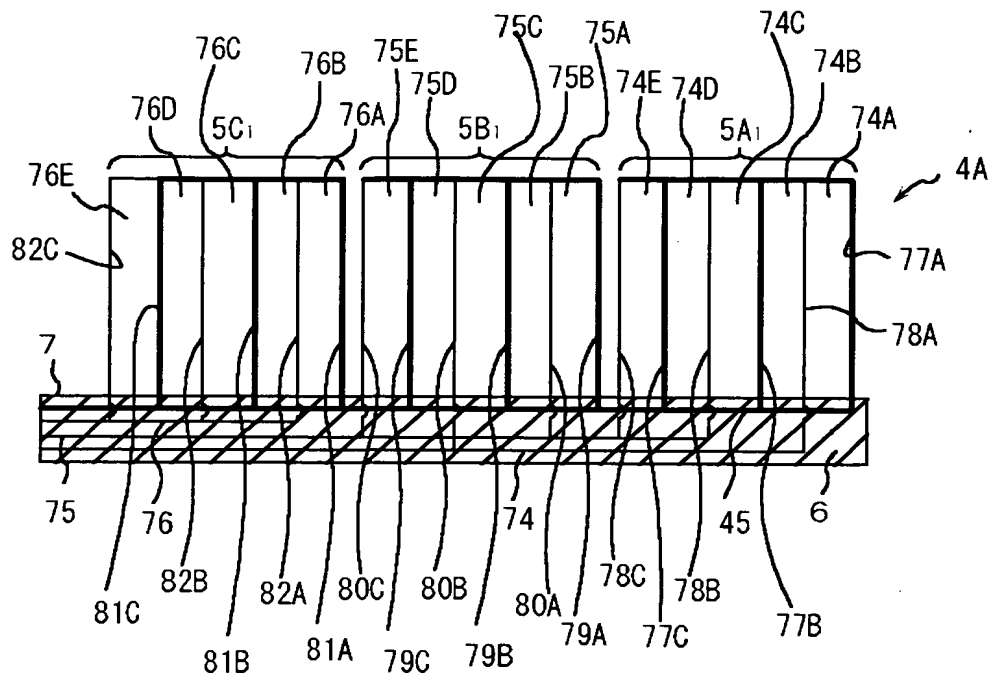


【図 10】



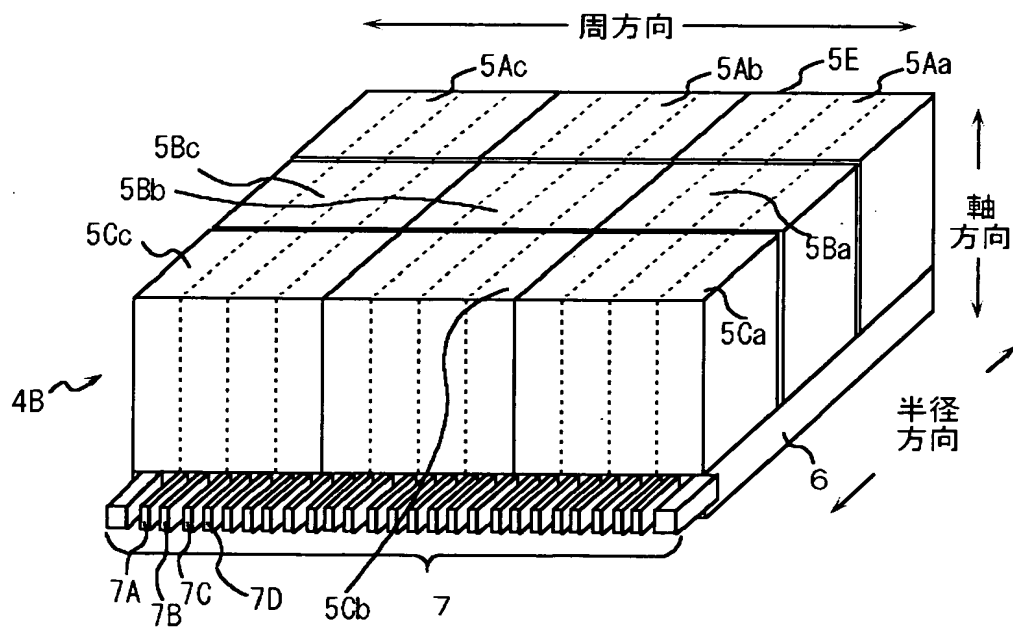
【図 11】

図 11



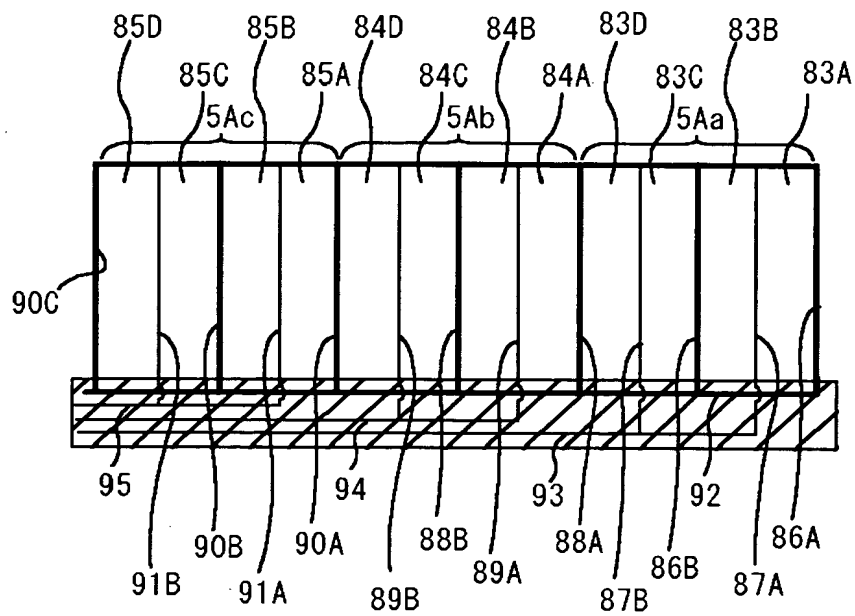
【図 12】

図 12



【図 13】

図 13



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】

画像の精度を向上でき、かつ故障した放射線検出器の交換が簡単にできる。

【解決手段】

本発明の放射線検査装置 1 の撮像装置 2 は、多数の検出器ユニット 4、環状の検出器支持部材 8 及び X 線源周方向移動装置 13 を有する。検出器ユニット 4 は、支持基板 6 の一面に 9 個の放射線検出器 5 を設置し、支持基板 6 にコネクタ部 7 を設けられ、検出器支持部材 8 の周方向及び軸方向に多数配置される。各検出器ユニット 4 は検出器支持部 23 に着脱自在に設置される。検出器ユニット 4 に設けられた複数の放射線検出器 5 は、検出器支持部材 8 の半径方向に三層、検出器支持部材 8 の軸方向に三列に配置される。放射線検出器を半径方向に三層配置しているため、半径方向における放射線の検出位置を細かく認識できる。また、検出器ユニット 4 を着脱自在に設置するため、故障した放射線検出器 5 の交換が簡単になる。

【選択図】 図 1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2 0 0 2 - 3 0 7 7 8 5
受付番号	5 0 2 0 1 5 9 2 3 0 0
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 4 年 1 0 月 2 4 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】 平成14年10月23日

次頁無

特願 2 0 0 2 - 3 0 7 7 8 5

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 0 0 5 1 0 8 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 3 1 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区神田駿河台 4 丁目 6 番地

氏 名

株式会社日立製作所